

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE MEDICINA
Departamento de Medicina Física y Rehabilitación



**ANÁLISIS DINAMOMÉTRICO DE LA MANO:
VALORES NORMATIVOS EN LA POBLACIÓN
ESPAÑOLA.**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR
PRESENTADA POR

Manuel Miranda Mayordomo

Bajo la dirección del doctor

Luis Pablo Rodríguez Rodríguez

Madrid, 2011

ISBN: 978-84-694-2683-8

© Manuel Miranda Mayordomo, 2007

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE MEDICINA
DEPARTAMENTO DE MEDICINA FÍSICA Y REHABILITACIÓN

ANÁLISIS DINAMOMÉTRICO DE LA MANO
VALORES NORMATIVOS EN LA POBLACION ESPAÑOLA

TESIS DOCTORAL
MANUEL MIRANDA MAYORDOMO

Madrid 2007

Trabajo realizado por el licenciado D. Manuel Miranda
Mayordomo, dirigido por el Prof. Luís Pablo Rodríguez Rodríguez, para
aspirar al grado de Doctor en Medicina y Cirugía.

Para Paloma, Mario y Manuel

AGRADECIMIENTOS

Al Prof. Luís Pablo Rodríguez Rodríguez, Director de esta Tesis y al que deseo hacer patente mi reconocimiento como figura emblemática de la Medicina de Rehabilitación en nuestro país, que ha logrado consolidar la enseñanza de nuestra especialidad en las aulas de las Facultades de Medicina y que ha sido un valioso divulgador de la Rehabilitación hispana en los países de nuestro entorno.

A Ricardo Cámara Anguita, compañero de 25 años de trabajo, alegrías y dolores, haciendo juntos el camino de la valoración instrumental de la mano.

A D. José Manuel López Martínez y al Dr. Felipe López Oliva que representaron el apoyo institucional para la puesta en marcha de las técnicas de evaluación instrumental en nuestro Hospital.

Al Dr. Francisco Forriol Campos que apareció en el momento justo para aportar una valiosa y decidida ayuda para la finalización de este trabajo.

A todos los compañeros de mi Hospital, que de forma anónima han prestado su ayuda en la confección de este texto. Deseo rescatar del anonimato a Margarita del Pino Toyos, secretaria eficaz y eficiente, a Ana Leyva Aguilera, documentalista, dotada de tanta

capacidad como paciencia para conmigo, a Javier Luque Garrocho y Maira Moreira, por las mil soluciones aportadas en aspectos de infraestructura informática y a Concepción García Serrano por su atenta consideración en todo momento.

A todos los residentes que han pasado por mi consulta a lo largo de estos años. Ellos han representado un enorme estímulo para mi propia formación y desarrollo profesional. De entre ellos, particularizar en Juan Maria de Miguel Jimeno, profesional enorme, mejor persona y del cual esta Tesis esta impregnado.

A vosotros, mi familia, Paloma, Mario y Manuel. Mis compañeros de cada instante. Por las muchas horas que mi profesión os ha robado y por haber sido, siempre y en cada momento, todo.

Y, por ultimo, como no. El agradecimiento personal a mis amigos, porque antes que Médico se es persona y ellos, Jesús, Miguel, Francisco, Mary Carmen, Carmina y Charo, representan una parte esencial de mi vida fuera de la Medicina, ayudándome a ser mejor dentro de ella.

ÍNDICE

AGRADECIMIENTOS.....	7
ÍNDICE.....	13
INTRODUCCION	19
1.- INTRODUCCIÓN.....	21
1.1 <i>ANTECEDENTES HISTÓRICOS.....</i>	23
1.2 <i>FISIOLOGÍA DE LA PRENSIÓN.....</i>	26
1.3 <i>FUNDAMENTOS DE LA VALORACIÓN MUSCULAR</i>	31
1.3.1. Contracción isométrica.	31
1.3.2. Contracción isotónica.	32
1.3.3. Contracción isocinética.....	35
1.4 <i>APLICACIONES DE LA VALORACIÓN DE LA FUERZA DE PRENSIÓN.....</i>	46
1.4.1 Valoración funcional.....	46
1.4.2 Cuantificación del déficit de prensión.....	47
1.4.3. Evaluación prelaboral	50
1.4.4. Aplicación en la clínica diaria.....	51
1.5 <i>APARATAJE PARA VALORAR FUERZA PRENSIL.....</i>	53
1.5.1 Requerimientos de un dinamómetro de mano.....	53
1.5.2 Dinamómetro Jamar.....	54
1.5.3 Otros dinamómetros de mano.	57
1.5.4. Dinamometría isocinética de la mano.	62
1.6 <i>METODOLOGÍA DE LA DINAMOMETRÍA DE PRENSIÓN EN ISOMÉTRICO</i>	77
1.6.1 Influencia de la posición.	77
1.6.2 Número de intentos	80

1.6.3	Estimación de valores de Promedio de Fuerza.....	82
1.6.4	Influencia de la fatiga.....	83
1.6.5	Influencia del aprendizaje	84
1.6.6	Influencia de la hora en la que se realiza el test	85
1.6.7	Influencia del calentamiento previo a la prueba.....	85
1.6.8	Otras variables metodológicas	86
1.7	<i>PATRÓN DE NORMALIDAD EN ESTUDIOS DE PRENSIÓN ISOMÉTRICA.....</i>	<i>87</i>
1.7.1	Gráficas de Fuerza Isométrica.....	87
1.7.2	Resultados cuantitativos de normalidad en la valoración de Fuerza Isométrica de Prensión	92
1.8	<i>FACTORES INDIVIDUALES QUE INFLUYEN EN LA FUERZA DE PRENSIÓN.....</i>	<i>93</i>
1.8.1	Influencia de la Dominancia.	94
1.8.2	Influencia del sexo	96
1.8.3	Influencia de la edad	96
1.8.4	Influencia del peso	97
1.8.5	Influencia de la talla.....	98
1.8.6	Influencia del tamaño de la mano	98
1.9	<i>EVALUACIÓN DEL NIVEL DE SINCERIDAD EN EL ESFUERZO... 99</i>	
1.9.1	Coefficiente de Variación.....	102
1.9.2	Test de prensión isométrica mantenida	106
1.9.3	Test de Prensión Rápida Alternante (PRA).....	107
1.10	<i>EL EJERCICIO ISOCINÉTICO EN LA VALORACIÓN DE LA FUNCIÓN MUSCULAR.....</i>	<i>108</i>
1.10.1	Metodología del test isocinético	108
1.10.2	Detección de esfuerzos submáximos	113
1.10.3	Reproductibilidad en isocinesia	117
2.-	HIPÓTESIS	127

3.- MATERIAL Y DISEÑO.....	131
3.1 VALORACIÓN DE LA REPRODUCTIBILIDAD.....	131
3.2 DETERMINACIÓN DE RESULTADOS EN ANOS SANAS DE TRABAJADORES	134
3.2.1 Criterios de inclusión	134
3.2.2 Criterios de exclusión	134
3.2.3 Descripción de la población.....	135
3.2.4 Protocolo de estudio.....	137
3.2.5 Método estadístico	138
4.- RESULTADOS.....	141
4.1 REPRODUCTIBILIDAD DE LA MEDIDA.....	141
4.1.1 Fuerza máxima isométrica de prensión.....	142
4.1.2 Fuerza de prensión isocinética en velocidad baja (30°/s)	146
4.1.3 Fuerza de prensión isocinética en velocidad media (60°/s).....	149
4.2 VALORES NORMALES DE FUERZA DE PRENSIÓN EN MANOS SANAS	153
4.2.1 Valores normales en prensión isométrica	153
4.2.2 Valores normales en prensión isocinética	155
4.3 INFLUENCIA DE LA DOMINANCIA	157
4.3.1 Prensión Isométrica y Dominancia.	157
4.3.2 Prensión Isocinética y Dominancia.....	159
4.4 INFLUENCIA DEL SEXO.....	163
4.4.1 Prensión Isométrica en función del sexo.....	163
4.4.2 Prensión Isocinética en función del sexo.	165
4.5 INFLUENCIA DE LA EDAD	169
4.5.1 Prensión Isométrica y Edad	169
4.5.2 Prensión Isocinética y Edad	171
4.6 ESTABLECIMIENTO DE RANGOS DE NORMALIDAD EN FUNCIÓN DE SEXO Y DOMINANCIA	174

4.6.1	Distribución de los valores de Fuerza Máxima Isocinética en percentiles	174
4.6.2	Distribución de los valores de Trabajo por Repetición en percentiles	178
4.7	<i>RELACIÓN ENTRE VALORES DE FUERZA DE PRENSIÓN ISOMÉTRICA Y DE FUERZA DE PRENSIÓN ISOCINÉTICA.....</i>	<i>181</i>
5.-	DISCUSIÓN.....	187
5.1	<i>ACERCA DE LA METODOLOGÍA.....</i>	<i>187</i>
5.1.1	Dinamómetros utilizados.	188
5.1.2	Respecto a la posición del sujeto.	189
5.1.3	Respecto al diseño del protocolo.....	190
5.1.3	Sobre la valoración de la sinceridad en el esfuerzo.....	194
5.2	<i>RESPECTO A LAS LIMITACIONES Y SEVGOS DEL ESTUDIO</i>	<i>198</i>
5.3	<i>RESPECTO AL ANALISIS DE LA REPRODUCTIBILIDAD DE LA MEDIDA MEDIANTE TEST-RETEST</i>	<i>200</i>
5.4	<i>RESPECTO A LOS VALORES DE NORMALIDAD EN POBLACIÓN SANA</i>	<i>202</i>
5.4.1	Análisis de los perfiles de normalidad en isométrico.....	203
5.4.2	Análisis de los perfiles de normalidad en isocinético	204
5.4.3	Influencia de la dominancia en los valores de fuerza de prensión	205
5.4.4	Influencia del sexo en los valores de fuerza de prensión	206
5.4.5	Influencia de la edad en los valores de fuerza de prensión	207
5.5	<i>RELACIÓN ENTRE MEDIDAS ISOMETRICAS ISOCINETICAS DE PRENSIÓN.....</i>	<i>208</i>
5.6	<i>RESPECTO A LA APLICACIÓN CLÍNICA DE.....</i>	<i>209</i>
	<i>LA EVALUACIÓN DINAMOMETRICA DE LA MANO.....</i>	<i>209</i>
5.7	<i>LINEAS FUTURAS DE DESARROLLO DE LA DINAMOMETRIA DE LA MANO.....</i>	<i>210</i>
6.-	CONCLUSIONES.....	213

ÍNDICE DE TABLAS	215
ÍNDICE DE FIGURAS	217
BIBLIOGRAFÍA.....	221

INTRODUCCION

1.- INTRODUCCIÓN

La capacidad prensil de la mano humana es una función altamente especializada, compleja, fruto de una perfecta integración motora y sensorial. Su conocimiento científico se ha ido desarrollando a lo largo de prácticamente un siglo y aún hoy día se siguen realizando nuevas aportaciones que le enriquecen. Uno de los aspectos que más interés suscita en las últimas décadas es el desarrollo de métodos de valoración funcional que permitan cuantificar la magnitud de los déficits en la función de prensión de la mano y muy especialmente aquellos dirigidos al análisis de la fuerza prensil. Desde los ancestrales tests manuales, absolutamente carentes de validez, hasta métodos instrumentales más o menos sofisticados, se ha desarrollado todo un arsenal de formas de medir la fuerza de prensión. En realidad no parecería un tema de difícil resolución cuando vivimos una época en la que el hombre ha llegado a ser capaz de cuantificar todo tipo de fenómenos físicos con una precisión asombrosa. No obstante, continúa vigente la necesidad de desarrollar instrumentos capaces de analizar de forma válida y

reproductible la fuerza ejercida por la mano del hombre. Si esto fuera posible, los clínicos podríamos disponer de una herramienta de inestimable valor para poder mensurar el resultado de nuestros tratamientos y el menoscabo residual de nuestros pacientes.

Este es precisamente el objetivo de esta Tesis Doctoral: realizar una puesta al día de los métodos de valoración de la fuerza de prensión de la mano hasta incluir la aportación que significa la introducción de dinamómetros electrónicos y computerizados, capaces de analizar la función de prensión tanto en trabajo isométrico como isocinético. Este trabajo pretende hacer dos aportaciones absolutamente novedosas:

- 1.- la inclusión de un análisis de la reproductibilidad de la medida de fuerza de prensión, tanto en isométrico como en isocinético con esta tecnología, mediante el método test-retest en una muestra de población sana
- 2.- la aportación de unos valores de normalidad para la población española obtenidos en una muestra de 500 manos sanas.

1.1 ANTECEDENTES HISTÓRICOS

Los intentos de valoración de la fuerza muscular tienen más de un siglo de antigüedad. Para ello se disponía fundamentalmente de pruebas manuales y se comenzaban a desarrollar máquinas dinamométricas rudimentarias. Fue con la aparición de cuadros paralíticos secundarios a poliomielitis cuando surgió la necesidad de acercarnos a la posibilidad de cuantificar la fuerza desarrollada por determinados grupos musculares. De esta forma se comenzó a utilizar una escala puramente cualitativa, escala de Lowett, que definía la función muscular según seis posibles categorías: normal, buena, regular, mala, vestigios de actividad y parálisis completa¹. Siguiendo esta línea de actuación se hicieron nuevas aportaciones intentando mejorar la calidad de la medida. Herry y Florence Kendall¹ describen en los años 30 una escala de medida de la función muscular basada en expresar la fuerza muscular en porcentaje con respecto al músculo normal. En 1946 Lucille Daniels, Marian Williams y Catherine Worthingham¹ desarrollan un método de medida, la Escala de Daniels, que califica la función muscular en función de seis niveles, numerados de “0” a “5”, otorgando a cada uno de ellos una cualidad concreta del movimiento, lo cual intentaba mejorar la reproductibilidad interobservador de la medida. Un complemento a esta escala fue propuesto por Kendall y Kendall en 1950 y consistía en añadir unos subniveles a la escala de

Daniels, cifrados con signos “+” y “-“, para utilizarlos como estados intermedios entre dos niveles consecutivos.

Estas aportaciones son dignas de mención ya que han superado el paso del tiempo y siguen siendo plenamente utilizadas en la clínica diaria si bien es obvio citar que deben de tener un campo de utilización muy concreto ya que no pueden ser consideradas como valoraciones cuantitativas de la función muscular y tienen una baja sensibilidad^{2,3} y muy escasa capacidad discriminativa cuando la fuerza de un músculo determinado supera el grado 3 de la escala de Daniels.

De forma paralela al desarrollo de estas pruebas manuales de función muscular surgió la aplicación de máquinas, evidentemente rudimentarias, para medir la carga que podía ser desplazada por la acción de un grupo muscular. Así surgen los intentos de Martin y Lowett para medir la fuerza utilizando balanza de resorte y los de Hill mediante la utilización de sistemas de poleas. A mediados de siglo, Watkins y De Lorme postulan un método de medida basado en la determinación de la máxima resistencia que un grupo muscular era capaz de desplazar a lo largo de todo el arco articular. En realidad es la primera medida cuantitativa que determina la máxima capacidad de un músculo en trabajo isotónico y lo denominaban “1 RM”. También se acercaban al análisis de resistencia a la fatiga y para ello determinaban el 10 RM como la máxima carga que un grupo muscular era capaz de vencer realizando una serie de diez movimientos consecutivos.

Pero el avance definitivo en la valoración de la función muscular tiene lugar en 1967. En dicho año dos publicaciones alumbran un nuevo concepto de ejercicio muscular. Hislop y Perrine⁴ en *Physical Therapy* y Thistle⁵ en *Archives of Physical Medicine Rehabilitation* plantean las bases teóricas del ejercicio isocinético, que con el paso de los años llegará a constituirse en el verdadero pilar de la valoración muscular. Será posteriormente cuando el desarrollo tecnológico pueda poner en manos de los clínicos máquinas dinamométricas capaces de realizar medidas más validas y reproducibles que los tests manuales⁶.

El conocimiento acerca de la valoración de prensión de la mano ha seguido unos caminos paralelos. Pearn⁷ se remonta al siglo XVIII para citar la existencia de dos primitivos modelos de dinamómetros para valorar fuerza de prensión diseñados respectivamente por Graham y Desaguliers en 1763 en Londres y por Regnier en 1798 en Paris. Al margen de esta referencia de mero interés histórico, el desarrollo del conocimiento científico de la dinamometría de la mano comienza con Everett⁸ y, muy especialmente, con Bechtol^{9,10} que en 1954 diseña el dinamómetro mecánico Jamar que aún hoy día es de uso cotidiano en la practica clínica.

Han tenido que pasar muchos años para que se desarrollasen dinamómetros isocinéticos para la valoración de fuerza de prensión de la mano y ello ha supuesto un gran avance para la cuantificación del menoscabo funcional de la mano.

En las últimas décadas se ha asistido a un creciente interés por este tema como lo demuestran dos estudios bibliométricos realizados por Bohannon^{11,12} que evidencian como desde 1985 el número de publicaciones sobre esta parcela de conocimiento sigue una pendiente ascendente.

1.2 FISIOLÓGÍA DE LA PRENSIÓN

La fuerza de prensión debe ser entendida como la expresión de la acción sinérgica de la musculatura flexora de los dedos, tanto extrínseca como intrínseca^{13,14,15,16}.

La musculatura intrínseca de la mano está integrada por los interóseos (cuatro dorsales y tres palmares), lumbricales, el aductor del pulgar, la musculatura de la región hipotenar (oponente del 5º, flexor propio del 5º y abductor del 5º) y los músculos de la región tenar (abductor corto, flexor corto y oponente). Los flexores extrínsecos de los dedos comprenden al flexor común superficial y al flexor común profundo.

La función analítica de flexión de las articulaciones metacarpofalángicas corresponde a los interóseos y lumbricales aunque es obvio que la tracción de los flexores extrínsecos conlleva de forma secundaria idéntica acción. La acción primaria de la musculatura extrínseca es la flexión de las articulaciones interfalángicas de los dedos largos.

Clásicamente se considera al flexor común profundo de los dedos como el elemento motor protagonista esencial de la prensión^{17,18}. Siendo evidente tal afirmación no se puede menospreciar el papel de otros grupos musculares. La musculatura tenar, guía el movimiento de oposición del pulgar afrontándole al resto de los dedos mientras que el aductor y el primer interóseo dorsal se encargan de estabilizar la base del pulgar¹⁰.

Especial protagonismo tiene la musculatura intrínseca de la mano, asumiendo una alta tasa de la máxima fuerza de prensión ejercida¹⁹. Así, Bjorkesten²⁰ encontraba que el 80% de los pacientes con parálisis cubital presentaba un déficit de fuerza de prensión superior al 50% con respecto a la mano sana. Más recientemente, Kozin¹⁶ evalúa la fuerza de prensión y de pinza de la mano en un grupo de 21 voluntarios a los que realiza bloqueo anestésico a nivel de la muñeca, de modo secuencial en ambos nervios. Los tests de fuerza de prensión tras bloqueo del cubital muestran un déficit de 38%, mientras que tras el bloqueo del nervio mediano se provoca un descenso de fuerza de un 30%. Tras bloqueo simultáneo de ambos troncos la fuerza de prensión ejercida disminuye en un 53%. La explicación la encontramos en el hecho de que la incompetencia de la musculatura intrínseca genera una asincronía en la flexión de los dedos, la cual será posible pero con escasa fuerza, ya que se realizará merced únicamente a la tracción ejercida por el componente extrínseco flexionando las articulaciones interfalángicas y “arrastrando” secundariamente a la flexión de las

articulaciones metacarpofalángicas. Por lo tanto se puede estimar que, aproximadamente, la mitad de la fuerza de prensión se debe a la acción de la musculatura intrínseca de la mano. Más llamativo es aún el papel de esta musculatura para ejercer la fuerza de pinza. En el mismo estudio se obtiene un descenso del 77% y del 60% de la fuerza de pinza tras realizar, respectivamente, bloqueo selectivo del nervio cubital y del nervio mediano. Si se bloquean ambos troncos la pérdida de fuerza de pinza alcanza un 85%.

La armonía del movimiento de flexión de los dedos exige un correcto balance agonista-antagonista y en este sentido es esencial el papel de la musculatura extensora, antagonista, encargada de mantener una óptima longitud y tensión de los agonistas merced a su activación de forma excéntrica²¹.

Del mismo modo, para optimizar la fuerza de prensión es necesaria la correcta función de la musculatura extensora del carpo que, mediante el efecto tenodesis, mejora el momento de acción de la musculatura flexora de los dedos²².

La inervación de los elementos motores de la prensión corresponde a los nervios mediano y cubital. El nervio mediano motoriza a los dos lumbricales laterales, a la musculatura tenar (excepto el componente profundo del flexor corto del pulgar), al flexor largo del pulgar, al flexor superficial de los dedos y al flexor profundo de 2º y 3º dedos. El nervio cubital da inervación a los interóseos, aductor del pulgar, musculatura hipotenar, a los dos

lumbricales mediales, a la porción profunda del flexor corto del pulgar y al flexor profundo de 4º y 5º dedos. Es decir, la expresión motora de la función de ambos troncos nerviosos es el desarrollo de fuerza de prensión y de pinza y por ello los tests dinamométricos de la mano son un buen método de valoración funcional tras la lesión de dichos troncos²³.

Por otra parte, para ejercer máxima fuerza de prensión se requiere una óptima colaboración y motivación por parte del sujeto. Sólo de esta forma se puede obtener un máximo reclutamiento espacial y temporal de todas las unidades motoras de los músculos implicados^{24,25}. Este será un aspecto esencial en la evaluación ya que para considerar una prueba de esfuerzo como válida se debe tener una razonable certeza de que la prueba se ha realizado en condiciones de máximo esfuerzo.

Un aspecto cinesiológico de interés hace referencia a la proporción de la fuerza de prensión ejercida que le corresponde a cada dedo trifalángico. Hay acuerdo en que, en general, los dedos radiales aportan más fuerza que los cubitales así como que el dedo que ejerce una mayor capacidad prensil es el tercer dedo^{26,27,28,29}. La Tabla 1 recoge los datos de cuatro trabajos experimentales realizados en sujetos sanos voluntarios.

	Índice	Medio	Anular	Meñique
Amis A.A.	30	30	22	18
Hazelton F.T.	25,4	33,9	25,2	15,2
Lee J.V.	22,6	32,5	29,5	15,4
Macdermid J.C.	25	35	25	15

Tabla 1: Fuerza de presión ejercida por cada dígito. Se expresan los valores porcentuales con respecto a la fuerza máxima de presión.

Por último, reafirmar el criterio de D_{vir}^{21} considerando que, biomecánicamente, la actividad prensil de la mano es un ejercicio en cadena cerrada, con múltiples interacciones e interdependencias musculoesqueléticas cuyo fin último es la correcta adaptación de la mano al objeto.

En resumen, la acción prensil de la mano resulta de la integración de la actividad de numerosos elementos neuromusculares actuando sobre las palancas óseas de los cinco radios de la mano y por ello la valoración de la fuerza de presión es un estudio global del correcto funcionamiento de esta unidad biomecánica. Cualquier alteración, anatómica o funcional, en alguna de estas estructuras determinará un menoscabo en los estudios dinamométricos de presión.

1.3 FUNDAMENTOS DE LA VALORACIÓN MUSCULAR

Los estudios dinamométricos de prensión analizan, esencialmente, la fuerza muscular generada en el gesto prensil. Pero es necesario considerar que la acción muscular se puede desarrollar según distintas formas de actuación y por ello no es aceptable pretender resumir los resultados con una cifra. Se cometen así errores de apreciación graves pero consagrados por el paso del tiempo. Basta citar la clásica expresión, absolutamente falta de rigor, de que una mano es funcional si alcanza una fuerza de prensión de 20 libras (aproximadamente 9 Kg.)³⁰.

Es imprescindible examinar la acción muscular y, por ello, la capacidad de prensión en las distintas formas de trabajo muscular.

1.3.1. Contracción isométrica.

Ocurre cuando un músculo se contrae, aumenta su tono, pero en ausencia de movimiento articular³¹, lo cual justifica su consideración como trabajo muscular estático. En esta situación, no se modifica la longitud del músculo. La prensión en modo isométrico se realiza, esencialmente, merced al trabajo flexor en isométrico tal como ocurre cuando pretendemos agarrar fuertemente un objeto²¹. En esta situación, nuestra mano se adapta firmemente a la forma del objeto y la musculatura flexora desarrolla su máxima capacidad de fuerza.

La fuerza generada en este tipo de trabajo depende exclusivamente de la longitud del músculo, es decir, de la posición articular. Cada músculo posee una relación longitud-tensión determinada de modo que hay un sector del movimiento en el que la capacidad de ejercer fuerza es máxima³². Habitualmente, esta posición de máxima eficacia se encuentra en sectores intermedios del recorrido articular ya que en esta posición se pueden formar más puentes cruzados entre la actina y la miosina de la fibra muscular. En el caso de la mano, la fuerza de prensión en isométrico depende, por lo tanto, de la posición de la muñeca y de los dedos. Será máxima para posiciones intermedias del gesto prensil.

Con la introducción de los tests instrumentales para la valoración de fuerza de prensión se desarrollaron diversos tipos de dinamómetros destinados, precisamente, a valorar la fuerza de prensión en trabajo isométrico. Por ello, hasta hace muy poco tiempo, el parámetro que se ha venido utilizando de forma sistemática para definir la fuerza de prensión ha sido la determinación de la Fuerza Máxima Isométrica de Prensión (F.M. Isom.) expresada en Kilogramos o Libras.

1.3.2. Contracción isotónica.

Es una forma de trabajo muscular en la cual el músculo actúa en contra de una fuerza-resistencia constante que se opone al

movimiento. El termino isotónico implica que el tono muscular se mantiene constante a lo largo del movimiento³¹.

Si la fuerza ejercida por el músculo es superior a la resistencia aplicada, la longitud del músculo se acorta y la articulación realiza el movimiento agonista del músculo. Se habla entonces de trabajo muscular **concéntrico**³².

Por el contrario, si la resistencia aplicada es superior a la fuerza ejercida por el músculo, aumentará la longitud del músculo y la articulación realizará el movimiento antagónico a la función del propio músculo. Este tipo de trabajo muscular se denomina **excéntrico**³².

Clásicamente se ha determinado la fuerza isotónica de un músculo hallando la resistencia máxima que puede vencer dentro del campo cinético de una articulación.

Evidentemente, en función de la relación longitud-tensión, la Fuerza Máxima Isotónica corresponderá a la carga que pueda vencer en el sector más débil del recorrido articular. Es decir, la resistencia que se opone al movimiento no supone una carga de trabajo uniforme para el músculo a lo largo de todo el campo cinético. Es máxima en los extremos del recorrido y mínima en sus sectores centrales. Esto supone que el músculo trabaja en rendimientos submáximos en una parte significativa del movimiento (Figura 1)

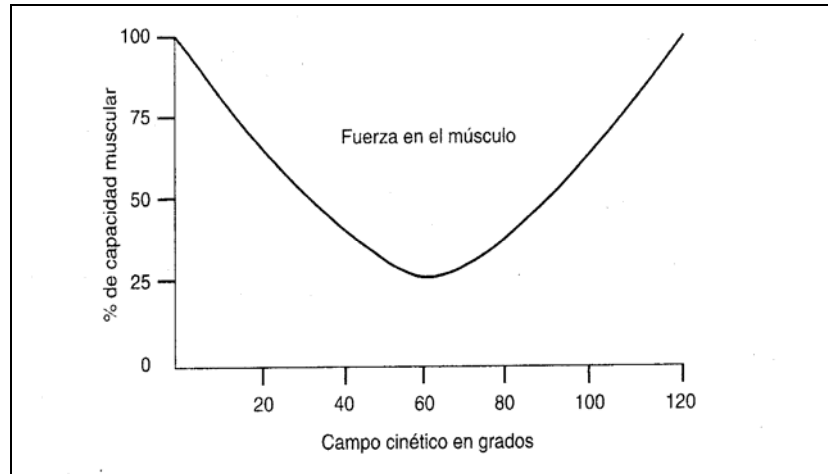


Figura 1. Ejercicio isotónico. En Isotónico las solicitaciones impuestas al músculo solo son máximas en sectores extremos del campo cinético. Tomado de Hislop y Perrine, 1967.

La capacidad de prensión en isotónico ha sido escasamente estudiada y su interés apenas se ha reactivado con el desarrollo de los modernos dinamómetros computerizados que permiten evaluar la función de prensión en las distintas formas de trabajo muscular. Estos dinamómetros permiten, concretamente, evaluar la capacidad de prensión en modo isotónico concéntrico. Para realizar esta valoración la máquina aplica una resistencia fija que se opone a la realización de prensión y determina la velocidad angular (expresada en %/s) a la que se ha realizado el movimiento merced a gráficas velocidad-posición.

1.3.3. Contracción isocinética.

La relación entre la fuerza generada por un músculo y la velocidad de acortamiento de la fibra muscular es conocida desde la descripción de la existencia de la relación entre ambas magnitudes descrita por Hill³³. Este autor analizó el comportamiento de un modelo experimental “in vitro” y describió que la fuerza generada por una contracción muscular concéntrica disminuía en función de la velocidad a la que se realizara. Describía que esta relación era inversamente proporcional y se representaba gráficamente mediante una gráfica fuerza-velocidad que tenía la forma de hipérbola (Figura 2). Estudios posteriores realizados en músculo humano en actividad real, venciendo una resistencia externa, han matizado las ideas de Hill (Figura 3).

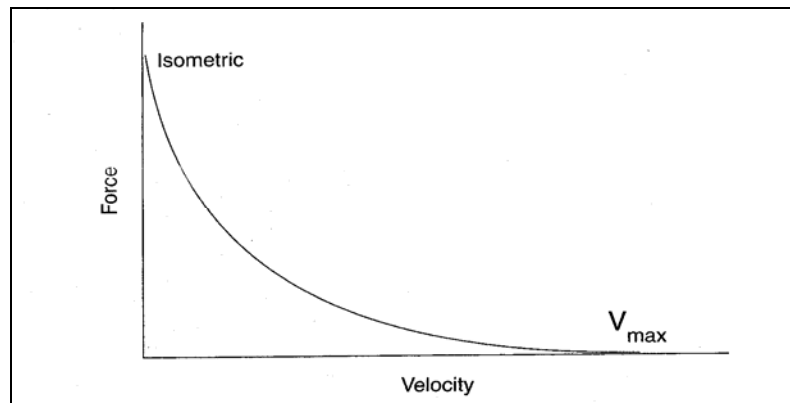


Figura 2. Relación Fuerza – Velocidad en experimentación. Descripción de Hill según comportamiento de un modelo experimental in vitro.

Este concepto se constituye en una base esencial para entender la fisiología del trabajo muscular isocinético.

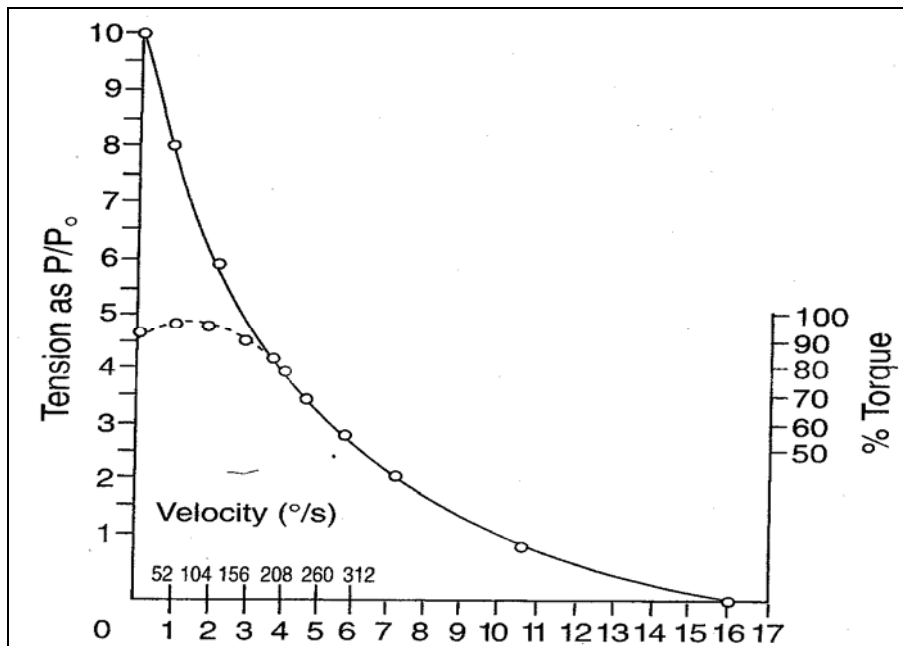


Figura 3. Curva Fuerza – Velocidad in vivo. La línea de puntos muestra el comportamiento real de la fibra muscular atenuando su pendiente a medida que se acerca a 0°/s. Línea continua: relación Fuerza-Velocidad según Hill.

El ejercicio isocinético es un trabajo muscular realizado a velocidad constante durante todo el arco articular⁴. Obviamente, es necesario disponer de una tecnología específica, un dinamómetro isocinético, para poder realizar este tipo de trabajo muscular. Cuando un sujeto se sitúa en esta máquina y se le solicita la realización de un ejercicio en condiciones de esfuerzo máximo, partiendo de velocidad

0°/s, se produce una aceleración hasta alcanzar la velocidad prefijada por el examinador. Al llegar a este punto, el dinamómetro se encarga de frenar el movimiento para mantenerlo a velocidad constante (Figura 4) y lo hace merced a la aplicación de una fuerza frenadora^{34,35}, autoadaptada a la fuerza generada por el individuo⁴.

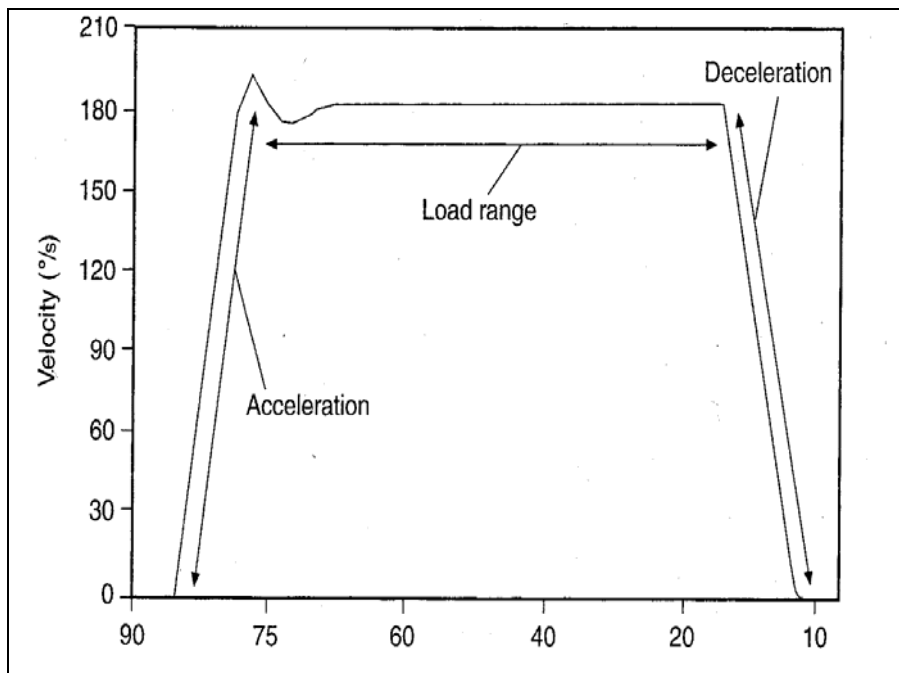


Figura 4. Comportamiento de la velocidad angular en una contracción isocinética. Tomado de Brown LE y Whitehurst M. 2000.

Esta resistencia autoadaptada se ajusta en tiempo real dependiendo de la fuerza desarrollada y de la situación puntual de ventaja mecánica en cada punto del recorrido. Por ello es una resistencia variable⁴ (Figura 5) y el resultado de su aplicación es la obtención de una máxima eficiencia del trabajo muscular³⁶. En este hecho reside la idoneidad de este tipo de ejercicio muscular: permite evaluar la función de un músculo en situación de máximo esfuerzo en cada punto del recorrido.

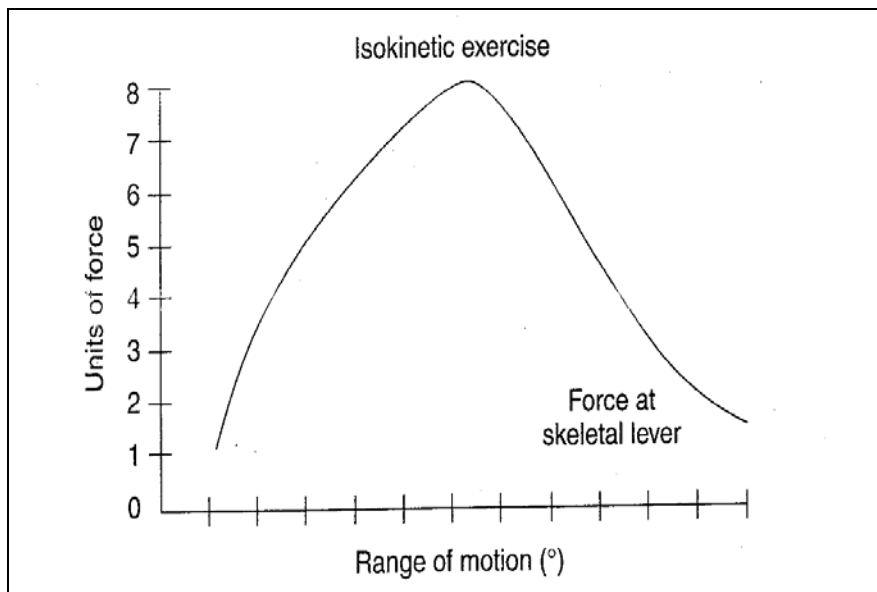


Figura 5. Resistencia autoadaptada. Variación de la resistencia a lo largo del campo cinético en contracción isocinética. Tomado de Hislop y Perrine. 1967.

Así, mientras que en ejercicio isotónico un músculo solo desarrolla sus máximas capacidades en un pequeño sector del movimiento, en isocinético el músculo se ve solicitado en sus máximas capacidades a lo largo de todo el sector articular (Figura 6).

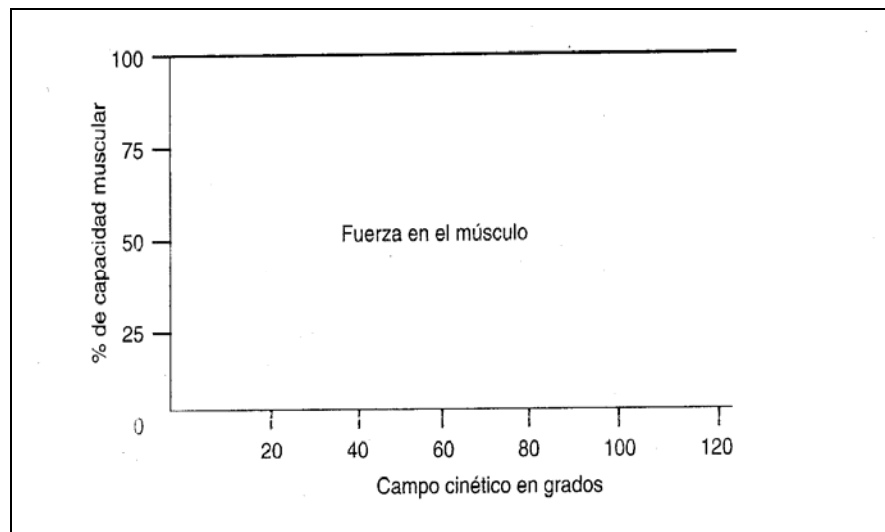


Figura 6. Rendimiento muscular en ejercicio isocinético. Es máximo a lo largo de todo el campo cinético.

Si desde un punto de vista práctico es evidente que la isocinesia ha originado un gran avance en las posibilidades de evaluación, no es menos cierto que se deben concretar algunos aspectos de interés:

- a) La acción muscular que motoriza el movimiento articular fisiológico no se realiza bajo el condicionamiento de velocidad angular constante. Nuestros movimientos no son isocinéticos y por ello, debemos tener siempre presente que los estudios isocinéticos analizan la función muscular bajo condiciones experimentales.
- b) El dinamómetro isocinético analiza la fuerza aplicada por un grupo muscular, desplazando a un brazo portador de la resistencia que realiza un movimiento angular alrededor de un centro de rotación. Por ello, en realidad no medimos “Fuerza” sino el “Momento de Fuerza” (Torque) generado.
- c) Cuando se realiza un ejercicio isocinético se parte desde el reposo y tiene lugar una fase de aceleración hasta alcanzar la velocidad de trabajo prefijada. De forma inversa, en la finalización del ejercicio existe una desaceleración hasta el punto en el que la extremidad vuelve a situación de reposo. Es decir, tanto la fase inicial como la fase final del ejercicio no es realizada en condiciones realmente isocinéticas. Este hecho debe ser tenido en cuenta en la valoración de resultados ya que se debe prestar especial atención a los registros de las fases centrales del movimiento por ser, en esencia, las fases isocinéticas.

Este hecho cobra más valor si tenemos en cuenta que la fase realmente isocinética es tanto menor cuanto mayor sea

la velocidad de la contracción. Cuando se realiza estudio isocinético en velocidad de 400°/s. la fase realmente isocinética es mucho más reducida que cuando se hacen tests en velocidades bajas o medias³⁵ (Figura 7).

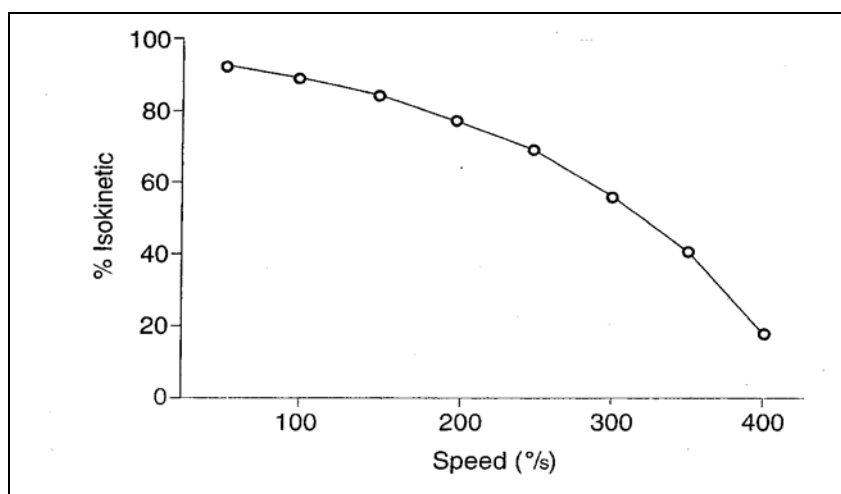


Figura 7. Fases de trabajo isocinético. En velocidades altas la amplitud de la fase realmente isocinética del movimiento es de muy corta duración. Tomado de Brown LE y Whitehurst M. 2000.

Esta circunstancia se ha venido a solucionar parcialmente con el desarrollo de dinamómetros más modernos en los que las fases isocinéticas de trabajo son mayores.

Las actuales máquinas isocinéticas son en realidad complejos dinamómetros computerizados que permiten una exhaustiva valoración muscular. Permiten:

- a) Realizar valoración muscular en las distintas formas de trabajo: isométrico, isotónico e isocinético.
- b) La valoración isocinética puede ser realizada en un muy amplio margen de velocidades angulares que alcanza hasta los 400°/s.
- c) Incorporan la posibilidad de un feed-back visual que puede ser utilizado según criterio del examinador y que puede ayudar al paciente a desarrollar sus máximas capacidades de esfuerzo.
- d) Evaluar la capacidad muscular tanto en trabajo excéntrico como concéntrico.
- e) Valorar simultáneamente la función de musculatura agonista y antagonista de un determinado sector articular.
- f) Permiten introducir el factor corrector de la gravedad para así eliminar un significativo error de medida³⁷.
- g) El almacenamiento y la gestión de múltiples parámetros, gráficos y numéricos, ofrecidos en cada tipo de test.

Es fácil entender como a partir de la década de los 80 se han desarrollado gran variedad de dinamómetros que permiten la valoración de todos los segmentos articulares.

Relación Fuerza –Velocidad en contracción isocinética.

Ya se ha citado como la fuerza generada, o más propiamente, el momento de fuerza generado por un músculo tiene una relación

inversa con la velocidad de contracción de la fibra muscular. En realidad, esto solo es cierto para el modo de trabajo concéntrico. Bennet y Stauber estudian el comportamiento del cuádriceps de rodillas sanas en dos formas de trabajo, excéntrico y concéntrico. Evidencian que se registran mayores valores de momento de fuerza en trabajo excéntrico en todos los puntos del rango cinético³⁸ (Figura 8)

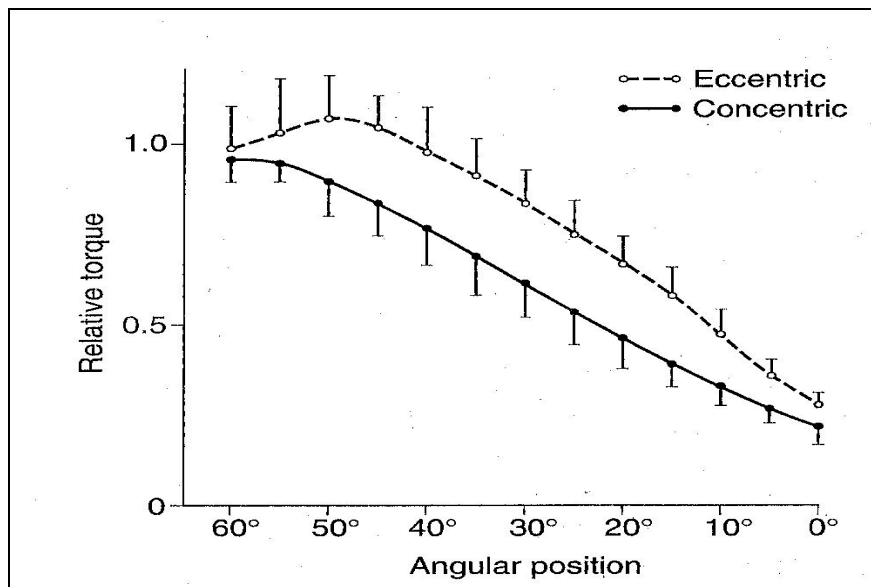


Figura 8. Momento de fuerza en trabajo excéntrico. Se desarrolla mayor Momento de Fuerza en el cuádriceps sano trabajando en modo excéntrico que en modo concéntrico. (Bennet y Stauber 1986)

El comportamiento del Momento de Fuerza no solo depende del tipo de trabajo, sino también de la velocidad de contracción. Perrin³⁹ recoge el distinto comportamiento de la musculatura flexora

de rodilla en tests realizados en 60°/s. y 180°/s., tanto en modo concéntrico como excéntrico. Muestra que en concéntrico, el Momento de Fuerza disminuye a medida que aumenta la velocidad. Por el contrario, en excéntrico la relación se invierte y se generan mayores valores de Momento de Fuerza en velocidad alta. (Figura 9)

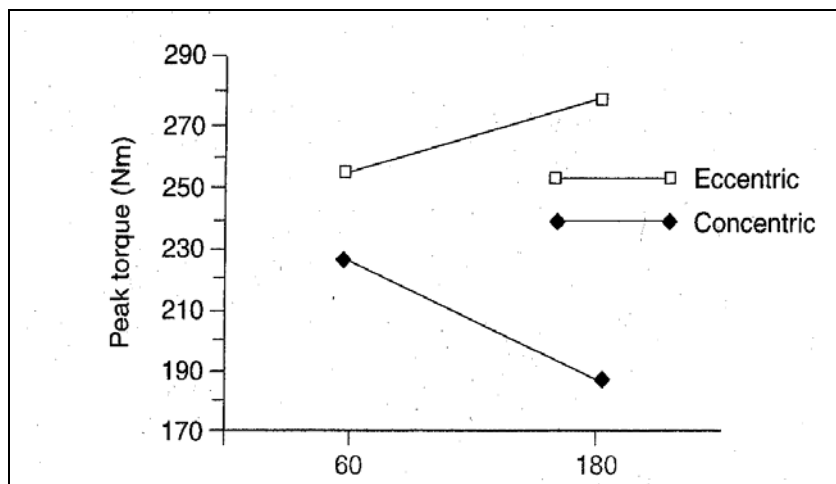


Figura 9. Influencia del tipo de contracción y de la velocidad. En excéntrico, el Momento de Fuerza aumenta con la velocidad, mientras que en concéntrico la relación es inversa. Tomado de Perrin, 1993.

En definitiva, se puede establecer que la relación Fuerza – Velocidad en trabajo isocinético sigue un patrón peculiar, diferente en función del tipo de contracción muscular³⁹ (Figura 10).

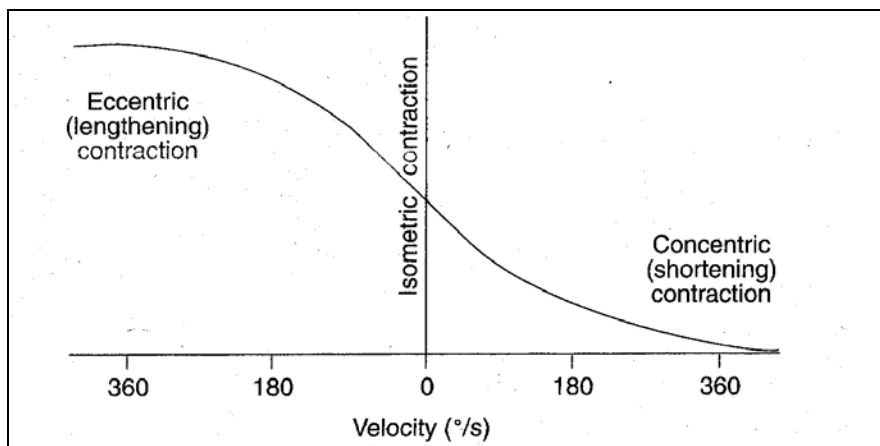


Figura 10. Relación Fuerza – Velocidad en concentrico y en excentrico. Curvas resultantes de trabajo concéntrico y trabajo excéntrico. Tomado de Perrin 1993.

Sin embargo, ha sido mucho más lento el camino para llegar a disponer de máquinas isocinéticas capaces de analizar la fuerza de presión de la mano. Se recurría a adaptaciones para estudios de prensión incorporadas a las máquinas isocinéticas convencionales como ocurría en el Kin-Com (Kinetic-Communicator, Chattex Corp, Chattanooga, Tennessee, USA). Mucho más recientemente (finales de los 90) se ha podido disponer de máquinas específicas para el análisis de las funciones de prensión y de pinza como ocurre con el dinamómetro empleado en este trabajo: Dexter Hand Evaluation and Therapy System (Cedaron Medical Inc.). Quizás sea este el factor esencial para entender el escaso número de aportaciones bibliográficas acerca de esta tecnología y, sin duda alguna, es una de las aportaciones esenciales de esta Tesis Doctoral.

La evaluación isocinética de la prensión permite obtener datos acerca de las capacidades en el gesto prensil en trabajo concéntrico expresadas por la fuerza máxima isocinética de prensión (F. Max. Isoc.) y el Trabajo por repetición (T. Isoc.) en distintas velocidades de contracción.

1.4 APLICACIONES DE LA VALORACIÓN DE LA FUERZA DE PRENSIÓN

Actualmente debe entenderse como una exploración complementaria de uso habitual dentro de los protocolos de evaluación funcional de la mano^{40,41,42,43}. Su aportación se centra en cuatro áreas de interés:

1.4.1 Valoración funcional.

Estudios clásicos en dinamometría de la mano evidenciaban la sistemática presencia de déficit de fuerza de prensión en pacientes que habían sufrido algún tipo de lesión en una de sus manos^{15,44,45}, razón por la cual muchos estudios han profundizado en la búsqueda de una relación entre la fuerza de prensión y el estatus funcional de la extremidad. Hyatt estudia niveles de fuerza muscular en una población de 92 ancianos y encuentra una alta correlación con escalas de función e independencia⁴⁶.

Diversos autores^{47,48,49,50} ratifican este hecho en poblaciones de pacientes con artritis reumatoide. Vlieland⁵⁰ realiza estudios de dinamometría de prensión en una población de 50 enfermos de artritis reumatoide en los que había efectuado el test de Jebsen⁵¹ (como examen de la capacidad manipulativa) y la escala AMS (Arthritis Impact Measurement Scale)⁵². Encuentra una alta correlación entre la determinación de fuerza de prensión y la función global referida por la escala AMS. En 2004, Adams⁴⁸ estudia una población de 36 pacientes con artritis reumatoide en las que determina fuerza de prensión, cuestionario DASH (Disability of the Arm, Shoulder and Hand)⁵³ y el Grip Ability Test (GAT)⁵⁴. Más recientemente, Bodur⁴⁹ ratifica a la fuerza de prensión como el parámetro clínico que mejor correlación tiene con la función de la mano reumatoide.

Se han postulado escalas de valoración funcional de la mano como la HOSS (Hand Outcome Survey Sheet) en la cual el único factor de objetividad es el apartado que hace referencia a la valoración de fuerza de prensión⁵⁵.

1.4.2 Cuantificación del déficit de prensión.

El análisis comparativo de la fuerza de prensión en ambas manos permite establecer una cuantificación porcentual del posible déficit que pueda existir en una mano lesionada.

Para concretar el déficit de fuerza de un grupo muscular, independientemente del tipo de trabajo muscular realizado y de cuál

sea la región anatómica evaluada, siempre se debe realizar estudio comparativo con el miembro sano, determinando la Fuerza Máxima de ambos grupos musculares y empleando la siguiente relación:

$$\% \text{ déficit} = \frac{\text{F. Máxima (sano)} - \text{F. Máxima (lesionado)}}{\text{F. Máxima (sano)}} \times 100$$

Este planteamiento, lógicamente, exige la presencia de un miembro contralateral sano, circunstancia que no siempre es posible. En el caso de que ambos miembros presenten algún tipo de menoscabo se debe recurrir a estudios de valores normales en población sana, pero respetando un mínimo rigor metodológico, lo que exige que sean estudios realizados con el mismo dinamómetro y similar protocolo^{56,57,58}.

Así pues, cuantificar el déficit de fuerza es el objetivo esencial de la dinamometría de la mano y no se debe confundir con el hecho de que esta técnica sirva para medir el nivel de discapacidad⁵⁹. Son conceptos absolutamente distintos y de hecho, puede haber un cierto nivel de déficit de fuerza de prensión sin que ello conlleve nivel alguno de discapacidad.

A este fin, Sapega⁶⁰ estableció un criterio para determinar a partir de qué valores se debe tomar en consideración una determinada pérdida de fuerza muscular en trabajo isométrico. Para este autor, si se

realiza un estudio dinamométrico en ambas extremidades en un sujeto normal y se encuentran diferencias inferiores a 10%, no deben ser consideradas. Si la diferencia se sitúa entre 10% y 20% se considera que puede existir algún tipo de patología, y solo si se encuentran diferencias superiores a 20%, deben ser consideradas como fruto de la existencia de una lesión.

Para este mismo autor, cuando se evalúa a pacientes que han tenido una lesión en una extremidad, tan solo déficits superiores a 20% deben ser estimados como significativos.

Más recientemente, Dvir⁵⁹ ha establecido una escala para graduar cualitativamente la magnitud del déficit de fuerza (Tabla 2).

DEFICIT	
Inferior 20%	No significativo
20% a 50%	Leve
51% a 75%	Moderado
Superior 75%	Severo

Tabla 2. Estimación cualitativa de la significación del déficit de fuerza según Dvir.

La importancia de la determinación del déficit de fuerza de prensión viene corroborada por su inclusión en las tablas AMA (American Medical Association)⁶¹ desde hace casi 20 años.

1.4.3. Evaluación prelaboral

La utilidad del estudio de fuerza de prensión para el estudio evolutivo de los pacientes y para la determinación de la situación residual del trabajador lesionado quedó establecida hace medio siglo^{62,63}. Desde entonces se ha venido utilizando esta medida dentro de los protocolos de evaluación prelaboral de los trabajadores lesionados. Recientemente se ha profundizado sobre el valor predictivo que este parámetro tiene como indicador de la reinserción laboral y las conclusiones muestran una notable controversia. Matheson⁶⁴ realiza una valoración de 650 trabajadores y, posteriormente, les encuesta a los 6 meses acerca de su posible reincorporación laboral. Su conclusión es que la medida de fuerza de prensión no tiene valor predictivo sobre la reincorporación.

Por el contrario, Bruyns⁶⁵ publica los resultados de reincorporación laboral en una serie de 96 pacientes con lesión de nervio mediano y/o cubital. Encuentra que al año, la tasa de reincorporación es de un 80% para las lesiones de nervio mediano, 59% para las afectaciones de nervio cubital y da tan solo en un 24% para los casos con lesión de ambos troncos. En sus conclusiones recoge que la fuerza prensil de la mano es un factor predictivo de enorme peso junto a otras variables como el nivel educacional, el tipo trabajo, la recuperación sensitiva y la colaboración en el tratamiento.

1.4.4. Aplicación en la clínica diaria.

La valoración dinamométrica de la mano no solo es un valioso método de ayuda para monitorizar la evolución de los pacientes y precisar su nivel funcional sino que también ha servido para mejorar el conocimiento de algunas patologías y replantear líneas terapéuticas.

Es de inestimable ayuda para valorar de un modo objetivo el progreso o la estabilización evolutiva en el curso de los programas de tratamiento rehabilitador^{10,15,42,63}.

La evaluación de la fuerza de prensión se ha convertido en un test unánimemente reconocido en la valoración de la mano reumatoide^{66,47,49}, de la mano afecta de poliartritis psoriasica⁶⁷ y de las secuelas de lesiones traumáticas en antebrazo y mano^{68,69,70}.

Igualmente se ha mostrado una técnica muy útil en la evaluación de las neuropatías periféricas de los nervios mediano y cubital^{20,65,71}.

Permite objetivar la mejoría de la función tras determinados procedimientos quirúrgicos⁷². En este sentido hemos publicado recientemente una revisión de 29 pacientes que presentaban secuelas discapacitantes en muñeca secundarias a enfermedad de Kienböck y en los que se realizó artrodesis total de muñeca. Se recogen estudios de fuerza de prensión realizados antes de la intervención (déficit de fuerza de prensión superior a 80% respecto al lado sano) y durante el período de tratamiento rehabilitador. El déficit residual de fuerza de

presión se sitúa en cifras en torno al 30% a los 6 meses de la intervención⁷³.

De Smet⁷⁴ se basa en estudios dinamométricos para proponer un programa de tratamiento selectivo en la epicondilitis. Estudia una población de 55 pacientes con epicondilitis crónica rebelde a tratamiento conservador y con un curso superior a 6 meses. Los estudios dinamométricos evidenciaban que la fuerza de presión en el miembro sano no estaba influida por la posición del codo, mientras que en el miembro afecto se registraban déficits significativos de fuerza cuando el test se realizaba con el codo en extensión completa⁷⁵.

Morgan⁷⁶ estudia mediante dinamometría de presión la repercusión funcional de la artrodesis de la articulación interfalángica distal de los dedos trifalángicos. Para ello bloquean dicha articulación en 2º y/o 3º dedos en extensión completa merced a una férula. Encuentra significativa reducción de la fuerza prensil y lo atribuye a una reducción de la excursión del tendón del flexor profundo.

Cauley⁷⁷ estudia la fuerza prensil en una población de 225 mujeres postmenopáusicas y encuentra valores más altos de fuerza en aquellas que seguían tratamiento hormonal sustitutivo.

1.5 APARATAJE PARA VALORAR FUERZA PRENSIL

La escasa validez de los tests manuales para evaluar la fuerza muscular⁷⁸ significó el impulso para desarrollar máquinas dinamométricas capaces de hacer una evaluación de la función muscular más fiable y reproducible^{10,15,41,59}. Al margen de diseños rudimentarios hechos en la antigüedad⁷, es en 1954 cuando Bechtol¹⁰ diseña un dinamómetro, Dinamómetro Jamar, capaz de evaluar la fuerza de prensión isométrica. A partir de aquí se desarrollan multitud de dispositivos diseñados para tal fin, aunque no todos ellos han podido evidenciar su validez.

1.5.1 Requerimientos de un dinamómetro de mano

Debe ser fácil de usar, permitir una exploración rápida y posibilitar la realización de una técnica rigurosa de evaluación.

Deben proporcionar resultados reproducibles independientemente de la fortaleza del usuario.

Deben permitir una correcta adaptación a diversas situaciones y así deben ser capaces de ser válidos independientemente del tamaño de la mano del sujeto y deben posibilitar la exploración aún en presencia de limitaciones de movilidad en los dedos de la mano.

Por último, en aras de poder alcanzar una importante difusión en su utilización deben tener un coste razonable y tener un fácil mantenimiento⁷⁹.

1.5.2 Dinamómetro Jamar

Diseñado por Bechtol¹⁰, es un dinamómetro hidráulico (Figura 11) que expresa la fuerza de prensión realizada en Kilogramos y Libras. Posee 5 posiciones ajustables (Figura 12) y separadas por una distancia de 0,5 pulgadas (1,27 cm.) lo que permite analizar la fuerza ejercida en distintas posiciones de cierre de la mano, o lo que cinesiológicamente debe entenderse como la fuerza ejercida en diferentes longitudes del aparato flexor de los dedos. Puede determinar una fuerza máxima de 90 Kg. (200 libras) y la unidad de la escala es de 2 Kg. (5 libras) (Figura 13).

Mide fuerza isométrica de prensión en cada una de las posiciones, aunque en realidad, existe un mínimo desplazamiento al realizar máximo esfuerzo (se estima en 6 mm).

Es, sin duda alguna, el dispositivo más utilizado y aceptado⁸⁰ para valorar la fuerza de prensión como reconoce la American Society of Hand Therapists⁸¹.

Hay evidencia acerca de la alta validez y reproductibilidad de sus medidas⁸². Harkonen determina un error interobservador inferior a 1,4 Kg. y un margen de error en la medida inferior a 5%⁸³. Hamilton ratifica la alta reproductibilidad en la medida mediante un estudio test-retest efectuado en 33 individuos sanos y únicamente encuentra baja consistencia en la medida efectuada en la posición I del dinamómetro⁸⁴.



Figura 11. Dinamómetro Jamar



Figura 12. Detalle de las distintas posiciones del dinamómetro. Situado en Posición III

Mathiowetz⁴¹ realiza un estudio test-retest a fin de analizar la consistencia de la medida. Encuentra un alto coeficiente de

correlación intraobservador ($r > 0,88$) en todos los tests realizados. La correlación interobservador es, igualmente, muy elevada ($r > 0,97$).



Figura 13. Detalle de la escala del dinamómetro.

Como objeción para su uso, únicamente se ha planteado la duda acerca de su comodidad para sujetos con manos muy débiles y el hecho de que la escala del dinamómetro quizá sea demasiado grande como para detectar cambios⁸⁵. A fin de extremar la fiabilidad en la medida, se recomienda la calibración periódica del dinamómetro⁸⁶.

Su validez para la clínica ha quedado ampliamente ratificada^{41,42,87} y por ello sigue siendo un instrumento que ha superado el paso de los años y sigue mostrando una eficiencia superior a la de otros modelos de diseño más reciente. Incluso se toma como

dispositivo de control para valorar la fiabilidad de la medida de otros dinamómetros^{88,89,90,91}.

1.5.3 Otros dinamómetros de mano.

Han sido numerosos los dispositivos que se han fabricado para valorar la fuerza de prensión, incluyendo el uso de herramientas convencionales como un manómetro de mercurio⁹² y dispositivos que apenas han alcanzado un mínimo nivel de difusión⁹³.

Muchos de los diseños obtienen una escasa difusión como el dinamómetro Grippit⁶⁹, pese a que se ha establecido la alta reproducibilidad de las medidas con este dispositivo⁹⁴.

Entre los más difundidos cabe mencionar el Martin Vogorimeter⁹⁵. Es un instrumento compuesto por un manómetro y tres balones intercambiables (Figura 14), de distinto perímetro a fin de mejorar su adaptación a distintos tamaños de mano.

La consistencia de las mediciones está en controversia. Así, Solgaard⁷⁹ le atribuye un alto nivel de consistencia de la medida, especialmente utilizando el balón de medio tamaño. Por el contrario, los detractores atribuyen que las mediciones con instrumentos neumáticos poseen baja fiabilidad y además postulan que, en realidad, miden presión y no fuerza⁹⁶.

Otro modelo clásico es el dinamómetro de muelle metálico al que se atribuye una baja consistencia en la medida⁷⁹.



Figura 14. Martin Vigorimeter

También se han diseñado dinamómetros destinados a valorar de forma aislada la fuerza ejercida por cada dígito, como el Digit-Trip (NK Biotechnical Corporation, Minneapolis. USA)⁹⁷

Otro enfoque en la valoración de la capacidad para realización de esfuerzo lo aporta el “BTE Work Simulator” (Baltimore Therapeutic Equipment Work Simulator). Se trata de un complejo sistema capaz de reproducir gestos típicos de actividades laborales cotidianas para evaluar las posibilidades de desarrollo de esfuerzo por parte del trabajador (Figura 15). Su gran ventaja es la versatilidad, permitiendo el análisis de función de segmentos corporales globales en tareas concretas que el trabajador vaya a realizar en su trabajo habitual.

En esta máquina es posible hacer evaluación de fuerza de prensión en muy distintas modalidades de posiciones de prensión y de pinza (Figura 16). Se obtienen medidas fiables y reproducibles. No está exento de inconvenientes, como es el hecho de tratarse de una maquina compleja, no portátil, y su elevado coste económico. Se ha establecido una alta correlación entre las medidas realizadas con esta máquina y las realizadas con dinamómetro Jamar^{98,90}.



Figura 15. BTE Work Simulator

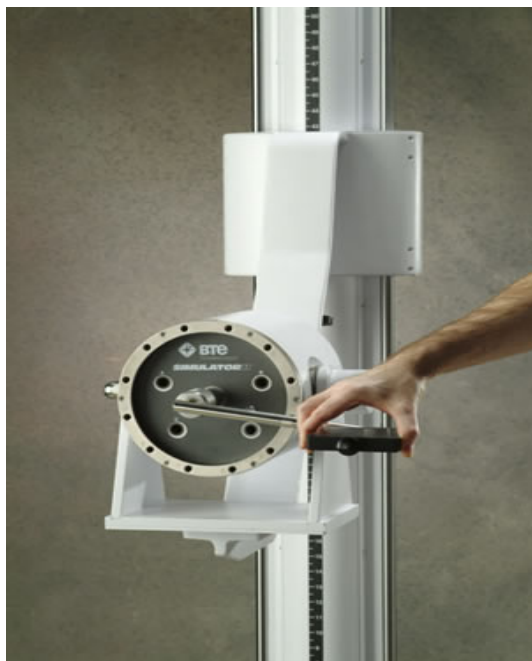


Figura 16. Detalle de ejercicio de prensión en BTE Work Simulator

Más recientemente, Bohannon ha postulado la validez del dinamómetro MicroFET 4. En un estudio comparativo con el dinamómetro Jamar encuentra una alta correlación en la medida entre ambos dispositivos ($r > 0,96$)⁸⁹ si bien la reproductibilidad con el MicroFET 4 es algo superior a la encontrada con el Jamar. El mismo autor aporta recientemente un análisis test-retest con MicroFET 4 en el que encuentra una alta reproductibilidad en la medida ($r > 0,970$) y concreta el error técnico de la medida en 22,7 Newtons⁹⁹.

Se han diseñado instrumentos similares al Jamar como el Harpenden^{100,101} y el Grip-Track¹⁰². Finalmente, el desarrollo

tecnológico ha optado por la fabricación de dinamómetros computerizados como el Dexter Hand Evaluation and Therapy System⁸⁸ (Figura 17) y el Greenleaf Eval System¹⁰³ (Figura 18).

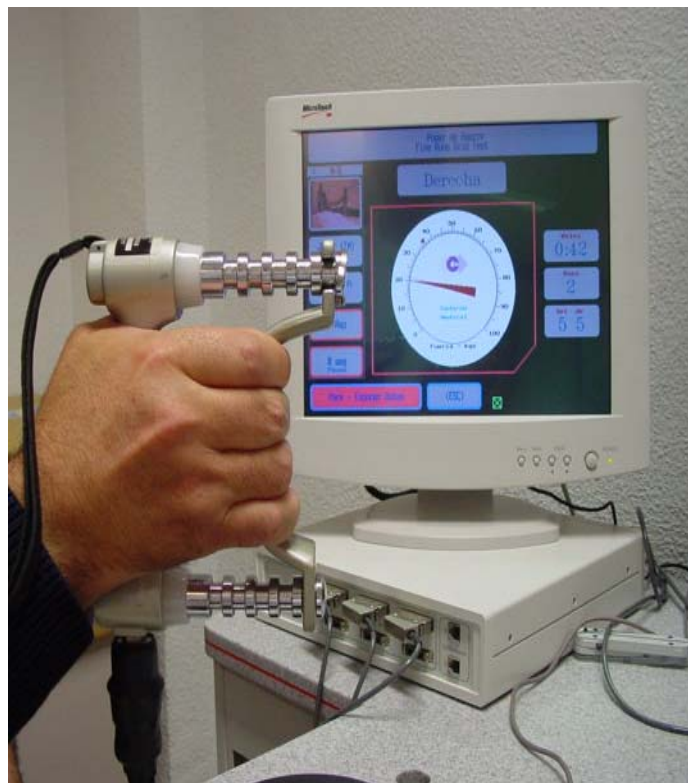


Figura 17. Dexter Hand Evaluation. Detalle de un ejercicio isométrico de prensión en Posición V con dinamómetro Jamar electrónico. La pantalla del monitor muestra las características del ejercicio que se está realizando y la fuerza realizada en cada momento.



Figura 18. Greenleaf Eval System

1.5.4. Dinamometría isocinética de la mano.

En la década de los 90 se han introducido dinamómetros computerizados para evaluar la función prensil de la mano. En esta línea se desarrolla una nueva posibilidad: analizar la función de prensión en trabajo isocinético. Para ello, inicialmente se incorporan adaptaciones mecánicas a las máquinas isocinéticas multiarticulares como ocurre con el Kinetic Communicator 125E, al cual se le dota de aditamentos para permitir la valoración de fuerza de prensión^{104,105,106}.

Posteriormente se desarrolla una nueva tecnología destinada selectivamente al análisis de la función muscular de muñeca y mano.

Se trata del Dexter Hand Evaluation and Therapy System by Cedaron Medical Inc (Davis, CA)¹⁰⁷ (Figura 17).

En esencia es un dinamómetro electrónico y computerizado que permite analizar la función muscular de muñeca y mano.

En la mano posibilita el análisis de la capacidad de prensión y de pinza. Es capaz de estudiar estas funciones en los distintos tipos de trabajo muscular y así, respecto al tema que nos ocupa, permite analizar la función de prensión en trabajo isométrico, isotónico e isocinético.

Las prestaciones de esta instrumentación nos permiten diseñar protocolos de evaluación que incluyan esfuerzos de prensión en distintas formas de trabajo muscular:

Prensión isométrica. El equipo Dexter incorpora un dinamómetro Jamar que hace posible seguir una metodología de estudio idéntica a la que se podía realizar con el Jamar clásico pero asociando la posibilidad de obtener gráficas fuerza/tiempo (F-T) en cada una de las posiciones del dinamómetro (Figura 19). En el eje de ordenadas registra la fuerza desarrollada y en el eje de abscisas el tiempo que dura la contracción. La pantalla del monitor muestra el trazado de los sucesivos ejercicios de prensión realizados.

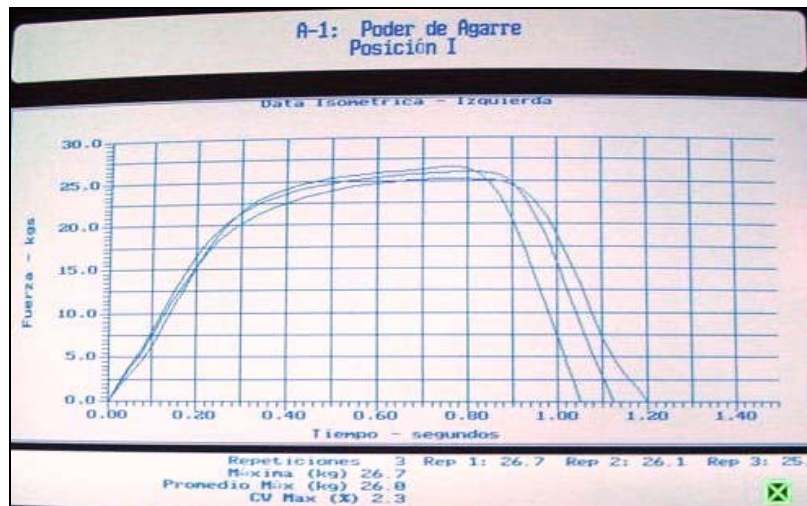


Figura 19. Gráficas Fuerza-Tiempo con Jamar computerizado. Corresponden a tres ejercicios sucesivos de prensión isométrica realizados en posición I del dinamómetro

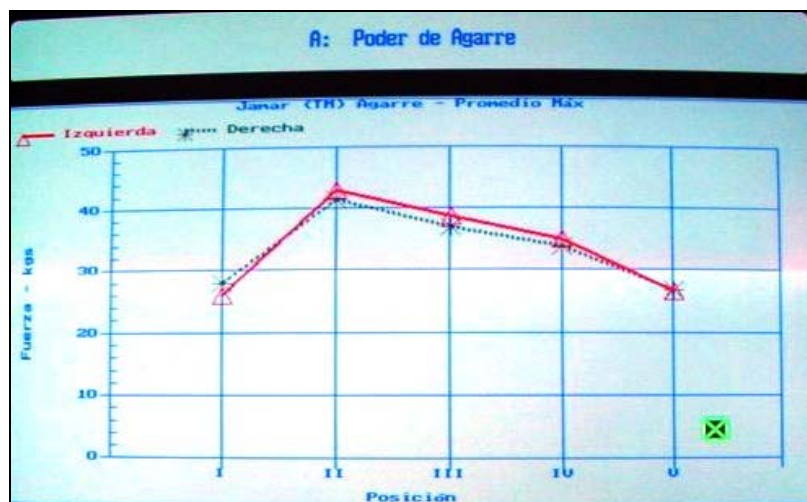


Figura 20. Curvas Fuerza-Posición en prensión isométrica. Corresponden al estudio realizado en las cinco posiciones del Jamar para ambas manos (J5P).

Igualmente, se obtiene una gráfica Fuerza-Posición correspondiente a la fuerza de prensión desarrollada en cada una de las cinco posiciones del dinamómetro: curva Jamar 5 Posiciones (J5P)

En cada una de las cinco posiciones del dinamómetro obtenemos los siguientes parámetros cuantitativos:

1.- Fuerza máxima de prensión (F.M.ISOM) (expresada en Kilogramos) realizada en cada posición, tomando el valor más elevado de la fuerza realizada en los diversos intentos solicitados

2.- Fuerza promedio de prensión realizada (expresada en Kilogramos) en cada posición, obtenida a través de la media aritmética de fuerza máxima alcanzada entre los distintos intentos solicitados

3.- Coeficiente de variación de la Fuerza Máxima (C.V.). Se trata de un valor estadístico que refleja la relación porcentual entre la desviación típica y la media de los valores de Fuerza Máxima obtenidos en cada uno de los intentos¹⁰⁸.

Es decir, para cada mano disponemos de 15 valores que reflejan la capacidad de fuerza de prensión en isométrico.

De forma adicional, se recurre a la estimación de la Fuerza Promedio (F.M.PROM) obtenida para cada mano¹⁰⁹, resultante de hallar la media aritmética de la Fuerza Máxima en cada una de las posiciones del dinamómetro. Este parámetro permite, mediante una

sola cifra, extraer una idea aproximada de la capacidad de prensión de una mano⁴⁵.

Finalmente, la comparación de los valores obtenidos en ambas manos nos permitirá establecer una graduación porcentual del posible déficit que exista en una de ellas.

Al margen de esta prueba en esfuerzo isométrico instantáneo el dinamómetro Dexter permite realizar otros estudios de prensión en isométrico: la “prensión mantenida” durante un tiempo determinado y el test de “prensión rápida alternante”.

En el test de **“Prensión Mantenida”** se solicita al sujeto realizar la máxima fuerza que pueda en una de las posiciones del dinamómetro (habitualmente en posición II) y durante un período de tiempo a criterio del explorador (habitualmente 10 segundos). Propuesto por Nwuga¹¹⁰ tiene el valor de aportar una idea de la capacidad que tiene el sujeto de mantener esfuerzo de prensión durante un determinado espacio de tiempo, circunstancia que es solicitada en multitud de tareas de la vida cotidiana y en tareas laborales¹¹¹. El dinamómetro Dexter aporta una gráfica Fuerza-Tiempo que muestra la capacidad del sujeto para mantener el nivel de esfuerzo y la resistencia a la fatiga. La curva normal muestra una pendiente de ascenso rápida hasta alcanzar el valor máximo de fuerza y posteriormente se muestra la pendiente de caída que corresponde a la capacidad para mantener la tensión durante un determinado espacio de tiempo (Figura 21)^{112,113}. La estimación de los déficits en esta

prueba se realiza mediante el análisis comparativo de las curvas obtenidas por ambas manos y se considera tanto el valor de la máxima fuerza alcanzada como el comportamiento de la pendiente de caída de la fuerza.

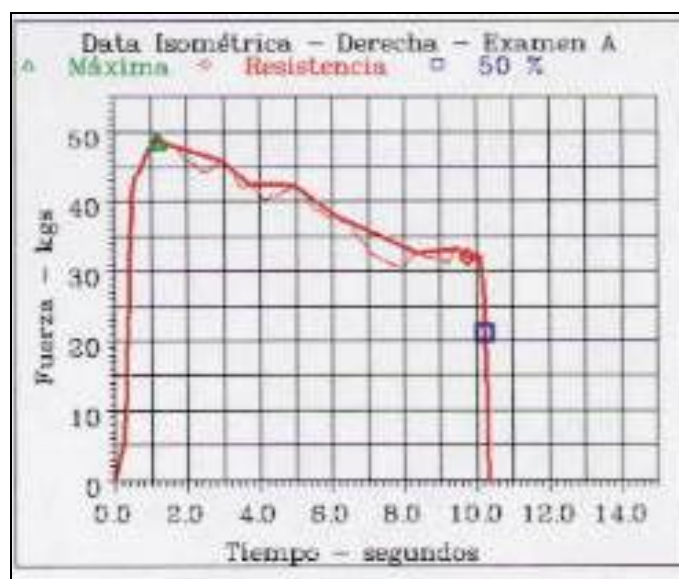


Figura 21. Test de Prensión Mantenido durante 10 s. Patrón de normalidad.

El test de **“Prensión Rápida Alternante” : PRA** (“Rapid Exchange Grip”: REG) fue propuesto por Lister¹¹⁴ para intentar mejorar las posibilidades de detección de sujetos que de forma intencionada no realizan esfuerzo máximo durante los tests isométricos habituales. Consiste en realizar esfuerzo máximo de prensión en Posición II del dinamómetro de forma rápida, sucesiva y

alternante con ambas manos. En situación de esfuerzo máximo los valores de fuerza de presión en este test son algo inferiores (85%) a los registrados en el tests convencional de Presión Instantánea. En este caso el test se considera como negativo.

Presión Isotónica. Merced al montaje de dos palancas sobre una plataforma giratoria se puede solicitar al sujeto que realice fuerza de presión intentando aproximar ambas palancas (Figura 22). Si se aplica una determinada resistencia fija al movimiento angular de la plataforma, estamos en condiciones de analizar la capacidad de



Figura 22. Presión dinámica. Detalle del montaje para realizar estudios de presión en esfuerzo isotónico.

prensión en trabajo isotónico. La fuerza aplicada puede ser ajustada a voluntad entre un rango de 0,9 Kg. a 45,5 Kg. La separación entre ambas palancas puede ser fijada a criterio del explorador con unos topes máximos de 8,59 cm (máxima apertura) y de 3,63 cm (mínima separación de las mismas).

Cuando el paciente realiza esfuerzo contra una resistencia fija, la variable que captura el equipo Dexter es la velocidad a la que se realiza el movimiento y ello permite establecer gráficas Velocidad-Posición (Figura 23).

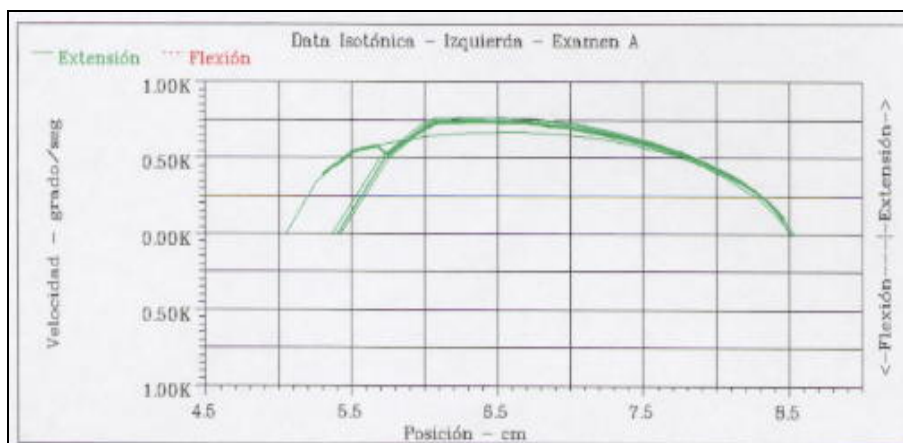


Figura 23. Gráfica "Velocidad-Posición". Expresión del trabajo de prensión en isotónico.

El parámetro numérico a utilizar en la evaluación es la “Velocidad Máxima” expresada en “°/s”. Asimismo, proporciona el valor del

Coeficiente de Variación para la Velocidad Máxima entre los distintos intentos realizados.

Prensión isocinética. La evaluación de la capacidad de prensión en isocinético es, sin duda alguna, el avance más importante de los últimos años en la valoración clínica instrumental de la mano ya que, de acuerdo con el concepto de ejercicio isocinético, demanda , selectivamente, el máximo nivel de esfuerzo de la musculatura prensil en cada punto del recorrido³⁶. Para su ejecución mediante el dinamómetro Dexter se realiza el mismo montaje mecánico que el mostrado para el ejercicio isotónico. Podemos ajustar a nuestro criterio la velocidad a la que realizar el movimiento, ya que la máquina nos permite un rango entre 5 %/s. y 150 %/s., si bien las velocidades standard utilizadas son de 30 %/s. y 60%/s.

La amplitud del recorrido de prensión es cercana a 4 cm. (entre 8,59 cm y 3,63 cm.) y puede ser igualmente fijada a criterio del explorador.

Al paciente se le insta a presionar ambas palancas con la mano a explorar, ejerciendo toda la fuerza y velocidad que pueda. Cuando se alcanza la velocidad prefijada, la máquina aplicará una fuerza autoadaptada para frenar el movimiento, para que sea realizado en condiciones isocinéticas (Figura 24).



Figura 24. Montaje para prensión isocinética.

Fruto del esfuerzo realizado, el dinamómetro registra la fuerza ejercida en cada punto del recorrido. Se obtienen gráficas fuerza-posición en cada una de las velocidades seleccionadas (Figura 25).

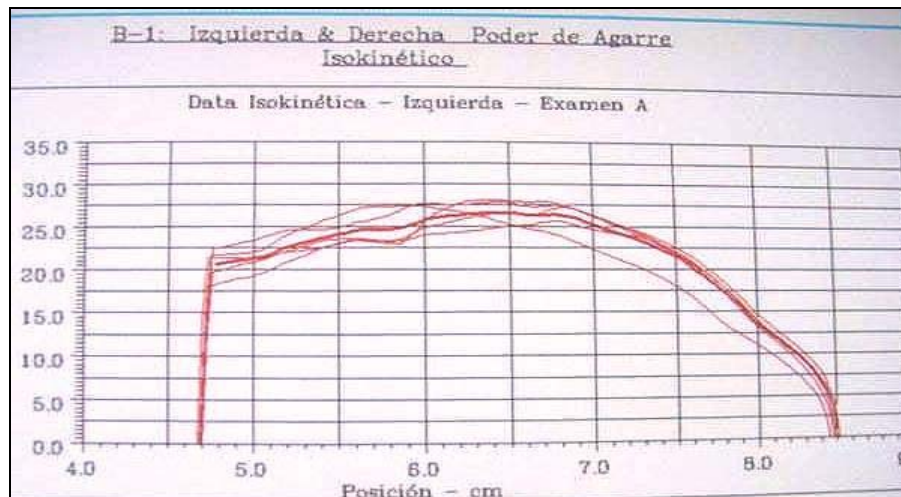


Figura 25. Gráficas Fuerza-Posición. Corresponden a cinco ejercicios sucesivos de prensión en trabajo isocinético a 30°/s con un recorrido de 8,51 cm a 4,50cm.

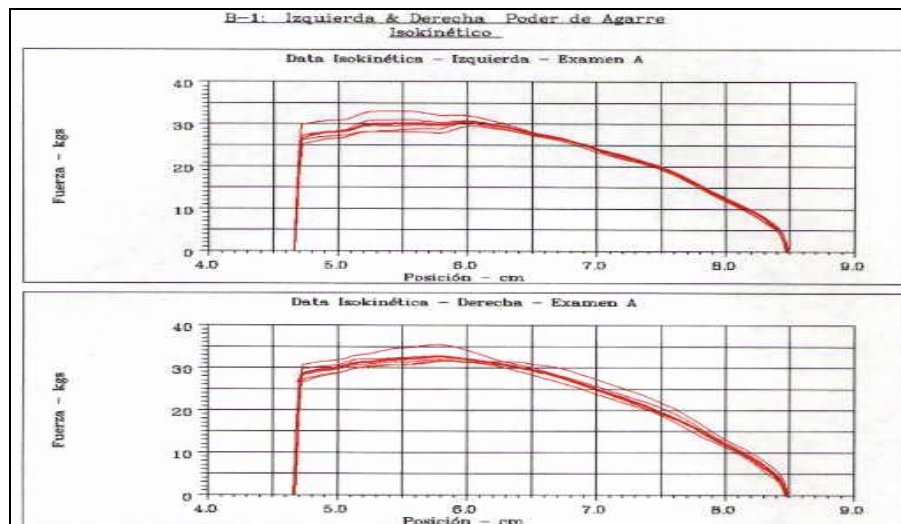


Figura 26. Gráficas Fuerza-Posición en prensión isocinética de 30°/s. Comparativo de 5 ejercicios sucesivos realizados en ambas manos.

La evaluación se realiza en ambas manos y el análisis de resultados parte del estudio comparativo de los trazados obtenidos en ambas manos (Figura 26)

Los parámetros cuantitativos que se recogen en el estudio isocinético de prensión, para cada una de las velocidades estudiadas, son:

1.- Fuerza Máxima en Isocinético (F.M.ISOC). Expresada en Kilogramos y se refiere al valor más alto de fuerza desarrollada entre los distintos intentos realizados. Es la medida por excelencia que representa la máxima capacidad prensil. Adolece del inconveniente de que tan solo informa de la capacidad de desarrollo de tensión en un punto concreto del recorrido.

2.- Promedio de Fuerza Máxima (F.ISOC.PR.). Expresada igualmente en Kilogramos, expresa la media aritmética entre los valores de Fuerza Máxima de cada uno de los intentos. Aporta la ventaja de poseer una alta reproductibilidad como veremos más adelante.

3.- Coeficiente de Variación (C.V.) con respecto a la Fuerza Máxima. Parámetro que evalúa la dispersión existente entre los valores de Fuerza Máxima desarrollada en cada serie de intentos. Es un parámetro de gran interés en la valoración del grado de sinceridad en el esfuerzo.

4.- Posición del Pico de Fuerza. Se refiere al punto del recorrido (medido en centímetros) en el que tiene lugar el máximo desarrollo de fuerza.

5.- Trabajo promedio por repetición (T. ISOC). Expresa el trabajo como magnitud física resultante de la acción de una fuerza (fuerza de prensión) que provoca un desplazamiento (el desplazamiento de la palanca portadora de la fuerza resistencia). Expresado en Kilogramos/centímetro es una medida de gran interés ya que expresa la capacidad de mantener esfuerzo a lo largo de todo el recorrido de prensión.

6.- Coeficiente de Variación (C.V.) del Trabajo por repetición. Valora la dispersión de los valores de Trabajo generado en cada uno de los intentos de la serie y por ello es de gran importancia en la valoración de la sinceridad del esfuerzo.

Así pues, el Dinamómetro Dexter facilita la realización de un exhaustivo análisis de la fuerza de prensión en distintas formas de acción muscular.

Por otra parte, desde un punto de vista operativo, aporta unas excelentes prestaciones para el evaluador:

1.- Graba, documenta y sintetiza todos los datos recogidos en la evaluación. Los datos de la valoración son mostrados de forma inmediata permitiendo un análisis ágil al explorador.

2.- Permite explotar los datos de todas las exploraciones de un mismo paciente de forma aislada o comparando distintas exploraciones, lo que le hace especialmente útil para analizar los cambios evolutivos.

3.- Se calibra de forma automática antes de realizar cada examen.

4.- Al margen de permitir la evaluación de fuerza de prensión, posee otras muchas posibilidades que le convierten, realmente, en una “estación” de valoración clínica de la mano. En este sentido destacamos que incorpora:

4.1.- Electrogoniómetro para medición precisa de arcos articulares de muñeca y dedos.

4.2.- Pinzómetro para determinar la fuerza isométrica en distintas formas de pinza.

4.3.- Aditamento para el análisis de fuerza de pinza tanto en modo isotónico como isocinético.

4.4.- Aditamentos para evaluación funcional de la muñeca, en sus tres grados de libertad y en las distintas formas de trabajo muscular.

4.5.- Permite el almacenamiento y gestión de los datos numéricos de exploración clínica convencional: mediciones perimetales y volumétricas del edema.

4.6.- Su potente software facilita la creación, almacenamiento y captura de mapas en los que se reflejen las anomalías anatómicas como amputaciones, cicatrices, localización de fracturas.

4.7.- Obtención y almacenamiento de mapas que representen la distribución de disturbios sensitivos en todo el miembro superior, tomando como referencia tanto el menoscabo en sensibilidad superficial como los datos de la exploración con los monofilamentos de Semmes-Weinstein o la extensión del signo de Tinel.

4.8.- Almacenamiento de los datos de balances musculares analíticos de todo el miembro superior.

Los estudios de consistencia de la medida con Dexter están avalados tanto para muestras de sujetos sanos como para evaluaciones realizadas en manos lesionadas. Bellace y cols. muestran la alta consistencia y validez de la medida en una población de sujetos sanos y voluntarios estableciendo una casi perfecta correlación en los valores obtenidos con Dexter y con Jamar⁸⁸. Por otra parte, Brown y cols. aportan muy altos valores de reproductibilidad de la medida interobservador e intraobservador en pacientes con manos lesionadas¹¹⁵.

Por este conjunto de razones la American Society of Hand Therapists avala el empleo de esta tecnología¹¹⁶.

1.6 METODOLOGÍA DE LA DINAMOMETRÍA DE PRENSIÓN EN ISOMÉTRICO

En aras de obtener una medición más fiable y reproducible se ha de prestar puntual atención a todas las variables que puedan alterar la validez de los resultados obtenidos y muy especialmente aquellas inherentes al propio diseño del protocolo de estudio y al desarrollo de la prueba.

1.6.1 Influencia de la posición.

La posición en que el sujeto realiza la prueba es un factor determinante en la validez de la misma. Teraoka¹¹⁷ determinó que los valores de fuerza de prensión eran más bajos si la prueba se realizaba con el individuo en decúbito supino que si se realizaba en sedestación o en decúbito. Actualmente está estandarizada la posición en sedestación para realizar la prueba.

Es necesario detallar la **posición del hombro** ya que la fuerza de prensión varía en función de su situación. Su y cols¹¹⁸. demuestran cómo es más elevada la fuerza generada si el test se realiza con el hombro en 180° de elevación, que si se realiza con el hombro en aproximación.

La influencia de la **posición del codo** sobre la fuerza de prensión desarrollada ha sido ampliamente considerada en la literatura. Para Mathiowetz¹¹⁹ la fuerza de prensión es mayor si se realiza con el codo en 90° de flexión que si se realiza con el codo en

extensión completa. Este criterio es contrapuesto al sostenido por Kuzala y Vargo¹²⁰ que estudiando la fuerza prensil desarrollada con el codo en distintas posiciones (0°, 45°, 90° y 135°) concluyen que la máxima fuerza se alcanza con el codo en extensión y disminuye a medida que aumenta el grado de flexión. Para completar todas las posibilidades, De Smet⁷⁴ no encuentra diferencias significativas al estudiar la fuerza de presión generada con el codo en 0° o en 90°.

En todo caso parece evidente la necesidad de fijar la posición del codo para realizar este tipo de pruebas¹²¹ y es universalmente aceptado el criterio de Fess¹²² que postula, avalado por la American Society of Hand Therapists, mantener el codo en 90° de flexión.

Diversos autores han analizado la influencia de la **posición de la muñeca** en los estudios dinamométricos. El primer estudio al respecto ratificaba una evidencia cinesiología y demostraba que la fuerza de puño con la muñeca en flexión dorsal era superior a la que se ejercía si la muñeca estaba en flexión palmar. Se concretaba que no había diferencias significativas si la muñeca se encontraba en 0° o en un rango entre 15° y 30° de flexión dorsal¹²³. Similares hallazgos son corroborados posteriormente por Pryce¹²⁴ y finalmente se ha optado por proponer que se pueda dejar libre la posición de flexoextensión de carpo, habida cuenta de que con ello se obtiene un mejor confort y por ende, una optimización de la fuerza desarrollada. O'Driscoll¹²⁵ ha evidenciado que dejando libertad para el posicionamiento de la

muñeca las medidas obtenidas son altamente consistentes y reproducibles.

Respecto a la influencia que tiene la realización de la prueba con la muñeca en posiciones de desviación radial o cubital, Lamoreaux¹²⁶ llega a la conclusión de que se realiza más fuerza de puño si la muñeca se encuentra en posición neutra que si se encuentra en posiciones de abducción o adducción máximas.

También se han realizado estudios que han analizado la influencia del **grado de pronosupinación** en las medidas de fuerza de prensión. Hay unanimidad en el sentido de evidenciar que la fuerza realizada es superior si la muñeca está en supinación que si se encuentra en pronación¹²⁷. De Smet¹²⁸ concreta que la fuerza desarrollada con el antebrazo supinado es mayor que la realizada en posición neutra y ésta, a su vez, mayor que la realizada con el antebrazo pronado.

Por lo tanto, si la posición en que se encuentran los distintos segmentos del miembro superior modifica la fuerza de prensión desarrollada, será necesario estandarizar una posición para realizar estudios dinamométricos de prensión a fin de dotar a la medida de una mayor consistencia. Las normas de la American Society of Hand Therapists^{81,122} establecen que la posición en que deben ser realizadas estas evaluaciones es:

Sujeto en sedestación

Hombro en aducción

Codo flexionado en 90°

Antebrazo en rotación neutra

Muñeca libre en un sector entre 0° -30° de extensión

Muñeca en unos grados (0° - 15°) de desviación cubital

Lagerström¹²⁹ demuestra una mayor reproductibilidad de la medida si la prueba se realiza respetando la posición descrita que si se hace dejando al paciente libertad en el posicionamiento del miembro superior.

1.6.2 Número de intentos

En la búsqueda de una mejor reproductibilidad de la medida se ha especulado con el número de ejercicios de prensión que se han de solicitar al paciente.

Es obvio que un único intento podría no mostrar las máximas capacidades del individuo y por ello se han realizado protocolos en los que se utilizan distinto número de ejercicios de prensión y se ha analizado la posible influencia de factores tales como la fatiga, la motivación, el aprendizaje y el entrenamiento previo.

Es evidente que los tests realizados con un alto número de ejercicios conllevan un progresivo descenso en los valores de fuerza por desbordar las posibilidades de resistencia a la fatiga de la

musculatura implicada. Montazer^{130,131} demuestra que con series de 30 ensayos el decremento de la fuerza es de un 30%.

Diversos autores siguiendo a Mathiowetz^{41,132} han postulado la realización de tres ejercicios de prensión para la determinación de la medida de fuerza, entendiendo que este esfuerzo no se ve influido por la fatiga y por ello su medida tiene una alta consistencia. Lagerström y Nordgren¹²⁹ encuentran una alta reproductibilidad intrasesión de la medida de fuerza utilizando tres intentos, con mínimas diferencias en los valores alcanzados para cada uno de ellos y por lo tanto, minimizan la influencia de la fatiga o del entrenamiento.

No obstante, hay criterios que no desestiman de forma tan absoluta el papel de la fatiga, incluso en series de bajo numero de intentos. Fess¹³³ aporta el dato de que en el 60% de las ocasiones la máxima fuerza se obtiene en el primer intento y tan solo en el 24% de las mismas ocurre en el segundo ejercicio.

Las argumentaciones anteriores sustentan que se debe realizar, para cada mano, tres intentos en cada una de las cinco posiciones del dinamómetro y de esta forma, extraer un valor de fuerza para cada una de ellas.

A fin de disminuir el número de ejercicios y con ello la influencia de la fatiga se ha propuesto hacer la determinación de fuerza máxima isométrica utilizando únicamente la posición II del dinamómetro⁸¹ por estimar que es la posición en la que se alcanzan los mayores valores de fuerza. Tomar esta decisión conlleva reducir a una

sola cifra la expresión de la capacidad de fuerza prensil de una mano y ello implica que se genera un error para aquellas situaciones en las que la máxima fuerza se desarrolla en una posición del dinamómetro distinta a la estudiada. Firrell¹⁰³ ha estudiado y cuantificado este error de la medida y concluye que en las personas que tuvieran máxima fuerza en Posición I, el error cometido sería de un 13%. Los valores porcentuales de este error para Posición III es de 9% y para posición IV de 5%.

1.6.3 Estimación de valores de Promedio de Fuerza

Una vez realizada la prueba parece lógico estimar el valor más alto de fuerza obtenido entre los diversos intentos realizados¹³⁴. No obstante, se ha criticado que esta estimación entraña una menor reproductibilidad que si se toma en consideración el valor promedio de la máxima fuerza desarrollada en los distintos ejercicios¹³⁵. Mathiowetz⁴¹ realiza una prueba test-retest en 27 sujetos sanos que realizan tres ejercicios de prensión con dinamómetro Jamar y determina el coeficiente de correlación en el caso de tomar como referencia el valor máximo, la media de dos intentos o la media de tres intentos. La correlación más alta se obtiene si el parámetro elegido es el valor promedio de los tres intentos ($r > 0,88$). Similares conclusiones obtiene Hamilton⁸⁴ en otro estudio test-retest en el que puntualiza que tan solo las valoraciones realizadas en posición I del dinamómetro obtienen una baja reproductibilidad.

Finalmente, Lagerström¹²⁹, apoyándose en un estudio test-retest en 11 sujetos sanos valora la reproductibilidad según se tome como referencia el valor de fuerza obtenido en el primer intento o la media de los tres ejercicios. Su conclusión es que la reproductibilidad más alta se obtiene a través de la estimación del valor promedio.

1.6.4 Influencia de la fatiga

Uno de los factores con mayor entidad para comprometer la correcta reproductibilidad de las medidas de fuerza muscular es la fatiga¹³⁶. Por ello, en el diseño del protocolo de evaluación se debe contemplar el número de ensayos, su duración y el período de pausa entre cada test. El ejercicio de prensión debe ser instantáneo. Es necesario considerar que la máxima fuerza puede ser mantenida durante 1 s.¹³¹, por lo cual no tiene sentido solicitar contracciones más duraderas para la determinación de Fuerza Máxima Instantánea.

A partir del segundo intento comienza a descender la fuerza generada y así, en estudios de sujetos realizando múltiples ejercicios de prensión sucesivos, se encuentra que después de 100 intentos el valor de la fuerza alcanzada se ha reducido en más de un 50%¹³¹. Por esta razón se ha hecho necesario precisar cuál debe ser la duración de la pausa entre dos tests sucesivos. Dunwoody¹³⁷ estudia a un grupo de 15 mujeres voluntarias y les solicita esfuerzos de prensión de 3 s, con períodos de descanso entre dos tests sucesivos de 120 s. En estas condiciones encuentra que los valores de fuerza registrados no solo no

descienden, sino que incluso son más elevados en cada uno de los tests con respecto al previo. Es decir, respetando la pausa de 2 minutos entre dos tests sucesivos no existe influencia de la fatiga e incluso las prestaciones aumentan sucesivamente por efecto del aprendizaje.

Otros autores han realizado similares estudios para valorar la posible influencia de fatiga muscular aplicando distintos períodos de pausa entre los tests. Trossman y Li¹³⁸ concluyen que es suficiente programar pausa de 1 minuto entre dos tests para garantizar que la medida no se vea influida por la aparición de fatiga. En el mismo sentido, Reddon¹³⁹ demuestra que son suficientes 30 s. de pausa entre dos pruebas sucesivas para garantizar la reproductibilidad de la medida.

Actualmente se admite el criterio de Mathiowetz¹³², en el sentido de que realizando tests de prensión con tres intentos no existe influencia relevante de la fatiga como para modificar de forma significativa los resultados.

1.6.5 Influencia del aprendizaje

Se ha especulado con la posibilidad de que al hacer tests repetidos de valoración muscular en un mismo sujeto pudiera existir una optimización de los resultados obtenidos por el mero hecho de adquirir conocimiento sobre el modo de utilizar el dispositivo dinamométrico¹⁴⁰ y en caso de ser cierto, lógicamente, podría disminuir la consistencia de la medida. Este aspecto se ha considerado

especialmente al analizar la reproductibilidad en las mediciones de fuerza realizadas mediante tests sucesivos^{141,142}.

Mathiowetz¹³² desestima la influencia que este factor pueda tener en los tests realizados mediante tres intentos de prensión.

1.6.6 Influencia de la hora en la que se realiza el test

Un factor escasamente contemplado en el diseño de protocolos de valoración es la posible variabilidad en los resultados en función de la hora del día en que se realiza la medición. Mc Garvey¹⁴³ fue el primer autor en considerarlo. Determina la fuerza de prensión en distintas horas del día (8,30; 12,30; 16,30) en una muestra de 40 sujetos. Los valores más bajos se registran a las 8,30. A mediodía los valores son 5,6% más altos que por la mañana y la medición realizada por la tarde excede en 7,2% al obtenido a mediodía. Estas diferencias se recogen tanto en hombres como en mujeres y tanto en manos dominantes como no-dominantes.

Posteriormente Young¹⁰⁹ ha encontrado pequeñas diferencias carentes de significación al hacer las determinaciones por la mañana o por la tarde.

1.6.7 Influencia del calentamiento previo a la prueba

Es evidente que si los estudios dinamométricos son evaluaciones musculares en máximo esfuerzo, sería recomendable la realización de algún tipo de actividad física previa a la realización de

la prueba. Marion¹⁴⁴ ha sistematizado las ventajas que aporta la realización de un trabajo específico con el mismo dinamómetro de prueba en esfuerzo submáximo. Sus conclusiones se resumen en:

- a) evita riesgos de posibles lesiones
- b) sirven para optimizar los valores de fuerza desarrollados en esfuerzo máximo
- c) Disminuye el error tipo I al permitir un correcto conocimiento de la herramienta y el desarrollo de un gesto prensil correcto.

1.6.8 Otras variables metodológicas

Influencia de la experiencia del observador. La alta reproductibilidad de las medidas de presión avaladas con estudios realizados con distintos observadores minimizan la importancia de que estas pruebas precisen de la actuación de un mismo evaluador altamente experimentado. Schreuders¹⁴⁵ ratifica este criterio en los estudios dinamométricos de presión realizados en una población de 33 pacientes con distintos tipos de lesiones de mano y realizando la determinación de fuerza en Posición II del dinamómetro Jamar.

Claridad en las instrucciones orales dadas al sujeto previo a la realización de la prueba. Puntualmente transcritas por Mathiowetz⁴¹ constituyen un pilar imprescindible para facilitar que el paciente comprenda exactamente el objetivo de la prueba y el procedimiento

que debe realizar para asegurar que el estudio se realiza en condiciones válidas¹⁴⁶.

1.7 PATRÓN DE NORMALIDAD EN ESTUDIOS DE PRENSIÓN ISOMÉTRICA

La interpretación de los resultados requiere el análisis conjugado de:

.- Gráficos.

- a) Curva Fuerza-Tiempo extraída de cada intento de prensión,
- b) Curva Fuerza-Posición expresión integrada de los resultados en las cinco posiciones del Dinamómetro Jamar.

.- Parámetros numéricos. Se emplean esencialmente:

- a) Fuerza Máxima Isométrica en cada posición del Jamar
- b) Fuerza Promedio en cada posición del dinamómetro
- c) Fuerza Promedio entre las 5 posiciones del dinamómetro

1.7.1 Gráficas de Fuerza Isométrica

La expresión gráfica de un ejercicio de prensión isométrica es la curva Fuerza-Tiempo (Figura 27). En el caso del dinamómetro Jamar se obtiene una curva Fuerza-Tiempo para cada una de las posiciones del dinamómetro. Esta curva tiene forma de parábola y es la traducción del desarrollo de tensión de forma instantánea, de modo que la duración de la contracción dure aproximadamente 1 s. Solo si se realiza máximo esfuerzo los trazados serán similares.

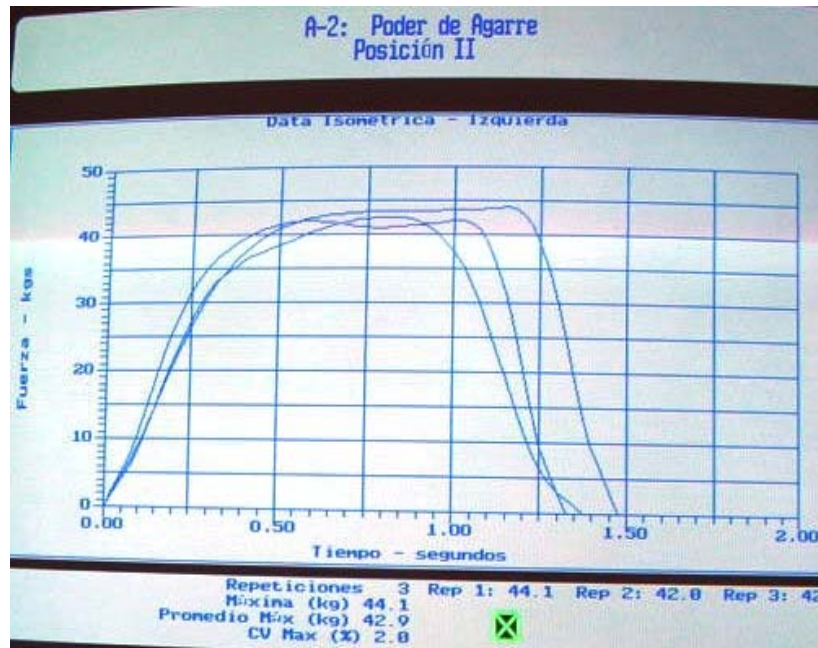


Figura 27. Curvas Fuerza-Tiempo en Posición II. Corresponden a tres ejercicios de prensión isométrica en Posición II del Dinamómetro Jamar con la mano izda.

De la integración de los valores obtenidos en las cinco posiciones se obtiene la grafica Jamar-5-Posiciones (J5P) (Figura 28). Tiene forma de campana^{10,15,44,45,103,134,146,147,148}, con mínimos en Posición I y en Posición 5 y el máximo se sitúa habitualmente en Posición II. Este perfil es válido incluso para manos lesionadas^{15,44}.

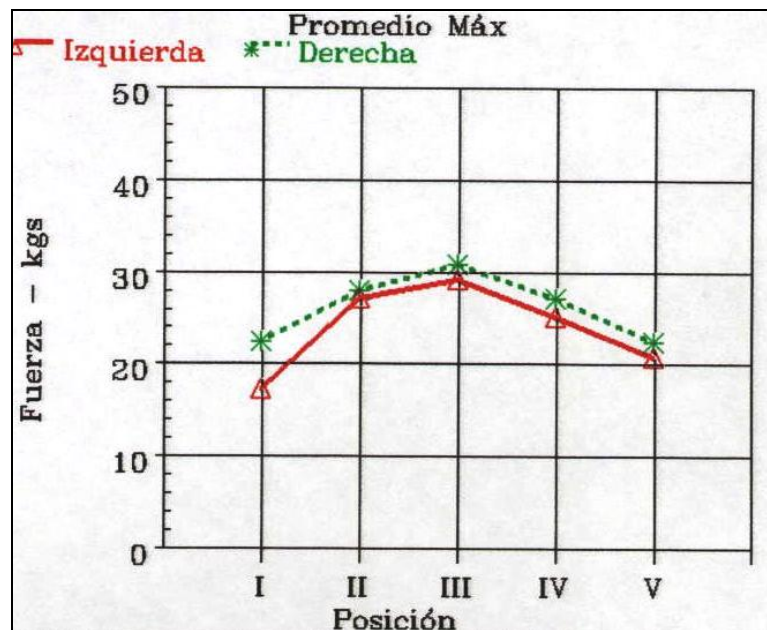


Figura 28. Curvas Fuerza-Posición. Trazados normales de ambas manos. Obsérvese la forma de campana con máximo en Pos. III y mínimos localizados en Pos. I y en Pos. V

Las posiciones del dinamómetro en que se obtienen mayores valores de fuerza son Pos. II y Pos. III. La primera vez que se hace este enunciado es en 1954, fecha en la que Bechtol¹⁰ describió que esta circunstancia se daba en 425 sujetos de una muestra total de 435. Este autor añadía que los varones tenían tendencia a situar el máximo en Pos. III. Estudios posteriores, con métodos de trabajo más avanzados, han profundizado en la búsqueda de unos perfiles de normalidad en las gráficas.

Firrell¹⁰³ valora ambas manos en 288 sujetos mediante Greenleaf Eval System y determina en qué posición se presenta el máximo valor de fuerza (Tabla 3). En Pos. II tienen el máximo 67% de los casos, a los que añade un 22% de los casos en los que el máximo se sitúa en Pos III pero con una diferencia inferior a 1 libra con respecto a Pos II. Ello hace que este autor concluya que el 89% de las manos desarrollan la fuerza máxima en Pos II. Este hecho se da indistintamente en manos de hombres y de mujeres. Finalmente resalta la alta consistencia de la medida de prensión en Pos II.

Pos I	Pos II	Pos III	Pos IV	Pos V
2%	67%	30%	1%	0%

Tabla 3. Localización de la Posición de Fuerza Máxima en Prensión Isométrica. Según Firrell

Un estudio similar realiza O'Driscoll¹²⁵ pero analizando separadamente el comportamiento de la mano dominante y de la mano no-dominante. Sus resultados se recogen en la Tabla 4. Respecto al sexo, hay unas mínimas diferencias ya que el máximo en Pos II se da en el 60% de los hombres y en el 62% de las mujeres.

	Pos I	Pos II	Pos III	Pos IV	Pos V
MANO DOMINANTE	3%	61%	29%	6%	1%
MANO NO-DOMINANTE	1%	59%	36%	2%	1%

Tabla 4. Localización de la Posición de Fuerza Máxima en Presión Isométrica. Según O'Driscoll.

Tredgett¹⁴⁹ llega a similares conclusiones y reitera la buena reproductibilidad de la medida de presión en Pos II y Pos III, mientras que en las otras posiciones la variabilidad de los datos es significativamente más alta.

Se han argumentado dos hipótesis para explicar esta morfología de la curva. Stokes¹⁵ lo explica a través de la justificación cinesiológica de que es en estas posiciones del dinamómetro en las que hay activación conjunta de los flexores extrínsecos e intrínsecos. En contra de esta afirmación, Janda¹⁴⁷ realiza simultáneamente la valoración de presión con dinamómetro Jamar y estudio de electromiografía de superficie y concluye que la musculatura intrínseca de la mano tan solo se activa en Pos. I, mientras que el grupo flexor extrínseco actúa en las cinco posiciones del dinamómetro. Desestima, por tanto, el factor de activación motora integrada y defiende que la morfología de la curva responde, simplemente, a las variaciones de fuerza de presión que tienen que

existir en función de la diferencia de la relación tensión-longitud en cada una de las posiciones.

1.7.2 Resultados cuantitativos de normalidad en la valoración de Fuerza Isométrica de Prensión

No es posible precisar unos valores absolutos de normalidad para la Fuerza Isométrica de Prensión. Se pueden estimar multitud de variables que la condicionan como el sexo, la edad, la dominancia, la actividad profesional, las actividades lúdicas, el tamaño de la mano, la talla y el peso. Incluso como hemos visto, factores relacionados con el desarrollo de la prueba tienen su influencia.

En todo caso, como resultado de esta valoración obtenemos unos parámetros cuantitativos ya detallados con anterioridad que son los que nos permiten detectar la posible existencia de algún déficit de fuerza en una de las manos.

Estimamos que, pese a todo, es importante obtener unos valores normativos ajustados al medio socio-económico y cultural en que se trabaje y este es un objetivo esencial de esta Tesis Doctoral ya que no existe este “modelo de normalidad” referido a nuestro entorno. Se han publicado estudios poblacionales pero la mayor parte de ellos referidos a población norteamericana^{56,80,95,110,150,151}, en algún caso europea como los de Harth y Vetter¹⁵² en Alemania, Gilbertson y

Barber-Lomax¹⁵³ en Inglaterra y Peolsson y cols.¹⁵⁴ en Suecia y en tan solo un caso en los otros continentes¹⁵⁵.

Destaca la reciente aportación de Bohannon y cols¹⁵⁶. que realizan un meta-análisis que recoge los resultados de un total de 1849 sujetos sanos, de ambos sexos y con edades comprendidas entre 20 y 49 años, con el objetivo de identificar los valores de normalidad de fuerza de prensión. Concluyen que los hombres deben alcanzar una fuerza de prensión de 50,1 Kg en la mano derecha y de 47,5 Kg. en la mano izquierda. En el caso de las mujeres estas cifras deben ser de 31 Kg. Y 28,9 Kg. respectivamente.

Por otra parte, hay que tener en cuenta que los estudios normativos antes referidos presentan defectos metodológicos y están realizados utilizando diversos dinamómetros, lo cual dificulta la confrontación de resultados.

1.8 FACTORES INDIVIDUALES QUE INFLUYEN EN LA FUERZA DE PRENSIÓN

Se ha concretado que existen unas variables individuales determinantes de los valores de fuerza registrados en cada persona. Las más contrastadas son la influencia de la dominancia, el sexo y la edad. Menor significación adquieren las variaciones influidas por la talla y el peso corporal.

Incluso las actividades recreacionales y lúdicas tienen una cierta influencia en el desarrollo de fuerza prensil por encima de la que cabe atribuir a las actividades profesionales¹³⁴.

1.8.1 Influencia de la Dominancia.

En la valoración de la función muscular siempre se ha otorgado un predominio al miembro dominante, pero en realidad sin poder establecer ni cuantificar su significado.

Andrews⁵⁸ y Bohannon¹⁵⁷ aportan estudios de fuerza isométrica en trece acciones musculares de hombro (abducción, flexión, rotación interna, rotación externa), codo (flexión y extensión), carpo (extensión), cadera (flexión y abducción), rodilla (flexión y extensión) y tobillo (flexión dorsal). Concluyen que la diferencia de fuerza isométrica en función de la dominancia es poco relevante y detallan que, salvo en flexión dorsal de muñeca, las diferencias son inferiores a 6%. La musculatura extensora de carpo en el lado dominante supera en un 9,8% a la del lado no-dominante.

Por esta razón, desde la introducción de la valoración de Fuerza de Prensión, se entendió que la mano del miembro dominante se veía sometida a una cierta sobreutilización con respecto a la contralateral y por ello, se alcanzó un consenso merced al cual se entendía que la fuerza en la mano dominante era un 10% superior a la que se detectaba en la mano no-dominante¹⁰.

Numerosos autores han perfilado la verdadera influencia de la dominancia. Fernando, utilizando un dinamómetro de mercurio encuentra unas bajas diferencias entre ambas manos, detallando un descenso de los valores de fuerza en 8% para la mano no-dominante de las mujeres y de un 6% en el caso de los varones⁹².

Swanson¹⁵⁸ aporta unas diferencias porcentuales similares, concretamente un 8,9% en las mujeres y un 5,4% en los hombres, pero llama la atención sobre el hecho de que en el 29% de los casos, la mano no-dominante no es más débil que la dominante.

Crosby¹³⁴ analiza la influencia de la dominancia en un grupo de 214 sujetos sanos de edades comprendidas entre 16 y 64 años de edad. Corroboración que las diferencias entre ambas manos son muy bajas pero apunta un factor diferenciador entre zurdos y diestros. Mientras que en los diestros la mano derecha es 6% más fuerte que la mano izquierda, en los zurdos no encuentra diferencias entre ambas manos.

El mismo criterio es mantenido por Petersen y cols.¹⁵⁹ que asignan una diferente influencia de la dominancia en diestros y zurdos en un estudio realizado en 310 sujetos sanos mediante dinamometría con Jamar. Concluyen que en la población diestra se puede admitir una diferencia alrededor de 10% pero que en los zurdos no se encuentran diferencias significativas. Añaden que el 7% de la población diestra tienen igual o más fuerza en su mano no-dominante, mientras que esta circunstancia se da en el 48% de los zurdos.

Otros autores han intentado establecer el valor normal del ratio Dominante / No-dominante y así para Schmidt y Toews⁸⁰ es de 1,03 y para Thorngren y Werner⁹⁵ es de 1,07.

Al margen de esta línea de hallazgos concordantes, debemos citar el trabajo de Janda y cols.¹⁴⁷, que realiza una auténtica llamada de atención sobre el hecho de que las diferencias en función de la dominancia pueden magnificarse enormemente en algunas personas y llegar hasta un 30%.

Otro aspecto muy relevante es analizar el comportamiento de las gráficas en función de la dominancia. Janda¹⁴⁷ y Swanson¹⁵⁸ evidencian que las curvas representativas de la Fuerza de Presión tienen idéntica morfología en ambas manos.

1.8.2 Influencia del sexo

Todas las series que recogen valores normativos en población sana^{10,92,95,109,110,150,151,160,161,162,163,164,165,166}, de forma unánime, recogen mayores valores de fuerza en hombres que en mujeres independientemente del tipo de la metodología seguida, del dinamómetro empleado y del medio demográfico en el que se ha realizado el estudio. Este perfil se cumple incluso en la edad infantil¹⁶⁰ y en la tercera edad⁴⁶.

1.8.3 Influencia de la edad

Se reconoce que la fuerza de presión disminuye a medida que

aumenta la edad^{151,162}. Desde la infancia, los valores de fuerza prensil aumentan hasta alcanzar un máximo y a partir de este momento se produce un descenso gradual. Diversos autores han enunciado la edad a la que se alcanza el valor máximo. Fisher y Birren¹⁶⁷ estudian mediante dinamometría a 552 sujetos con edades comprendidas entre 18 y 68 años de edad y concluyen que el máximo valor de fuerza se logra a los 20 años para posteriormente seguir una relación curvilínea inversa Fuerza – Edad hasta que a los 60 años la fuerza máxima de prensión se ve reducida en un 16%. Kjerland¹⁶⁸ estudia la influencia de la edad en función del sexo y establece que los hombres alcanzan el valor máximo en el período de los 27 a los 31 años, mientras que en las mujeres se alcanza entre los 22 y los 26 años de edad.

Para Schmidt y Toews este valor de fuerza máxima se logra entre los 20 y los 40 años de edad, en una serie de estudios dinamométricos realizados en 1128 hombres y 80 mujeres.

1.8.4 Influencia del peso

Existe una correlación entre el peso del individuo y la fuerza de prensión desarrollada, como evidencian Schmidt y Toews⁸⁰ realizando dinamometría de prensión en una población de 1208 personas con carácter prelaboral.

Crosby y cols¹³⁴ le asignan valor predictivo en la obtención de Fuerza Máxima de Prensión.

1.8.5 Influencia de la talla

En el mismo estudio de Schmidt y Toews⁸⁰ se evidencia la correlación positiva entre la estatura de la persona y la fuerza prensil que desarrolla. Esta correlación se mantiene para tallas inferiores a 190 cm. Este hecho es corroborado por Crosby y cols¹³⁴.

Cauley⁷⁷ estima que la talla es un factor predictivo de la fuerza de prensión que tienen las mujeres en edad postmenopáusica.

1.8.6 Influencia del tamaño de la mano

Desde las primeras descripciones de esta técnica se constata una mayor fuerza prensil en manos grandes que en manos pequeñas, hasta el punto de considerar que la fuerza prensil está en función de características antropométricas: talla, peso y longitud de los dedos⁸. Este criterio fue corroborado posteriormente por Fess¹⁶⁹ y Janda¹⁴⁷. Las últimas publicaciones al respecto cuestionan este criterio clásico. En este sentido, MacDermid y cols. encuentran una débil correlación entre Fuerza de Prensión y el tamaño de la mano²⁹. Igualmente, Clerke ha evidenciado que la longitud de los dedos no influye en la fuerza desarrollada en una población de 228 adolescentes¹⁰².

Igualmente se ha discutido sobre si el tamaño de la mano podría modificar el patrón de normalidad de la curva Fuerza – Posición. Fess¹⁶⁹ apunta que las manos con tamaños grandes provocarían un desplazamiento del punto máximo de la curva hacia la derecha, es decir, tendrían una mayor incidencia de máximos en

posición III. Más recientemente, Firrell¹⁰³ analiza puntualmente este hecho en una muestra de 288 sujetos sanos y no encuentra diferencias en la ubicación del máximo en función del tamaño de la mano.

1.9 EVALUACIÓN DEL NIVEL DE SINCERIDAD EN EL ESFUERZO

Uno de los aspectos que más debate ha suscitado en la literatura es la forma en que se debe evaluar si la valoración muscular se ha realizado, realmente, en condiciones de máximo esfuerzo. Es obvio que si no se puede tener la seguridad de que se ha realizado esfuerzo máximo, no se podrá extraer ninguna conclusión válida. Solo la constatación de que el nivel de esfuerzo desarrollado por el paciente ha sido máximo nos permitirá considerar la prueba como válida, nos permitirá precisar tasas reales de déficit y, evidentemente, nos permitirá detectar simuladores.

Kroemer y Marras^{170,171} realizaron pruebas de función muscular en 20 sujetos sanos y estudiaban flexoextensión de rodilla, flexión de codo y flexión de dedos solicitando a los individuos distintos niveles de esfuerzo. Establecieron que si la fuerza ejercida en un test muscular no era máxima, se provocaban alteraciones en las curvas Fuerza – Tiempo que podían ser detectadas.

En estudios de fuerza de prensión isométrica, mediante pruebas del tipo test-retest, se admite que la **variabilidad de los valores numéricos de fuerza** no debe superar el 10% si se ha hecho

máximo nivel de esfuerzo^{10,147}. Swanson⁴² encuentra que la variabilidad porcentual en las cifras de fuerza de prensión entre tres intentos sucesivos es de 17% si se ha realizado esfuerzo máximo pero que en esfuerzo ficticio alcanza un 38%. Llega a establecer que si las diferencias entre distintos tests sucesivos son superiores al 20% se debe asumir que el paciente no ha realizado esfuerzo máximo.

Ashford¹⁷² realiza un estudio de dinamometría de prensión con Jamar en posición II sobre una muestra 22 sujetos sanos a los que solicita tres esfuerzos máximos y tres submáximos. Como medida de la variabilidad utiliza el cociente de la diferencia entre el valor máximo y el valor mínimo entre los distintos intentos y la media entre los tres intentos. Encuentra que cuando los sujetos realizan esfuerzo máximo, en el 18% de los casos la variabilidad es superior a 20% y en el 46% de los casos la variabilidad supera el 10%. Por el contrario, cuando los sujetos realizan esfuerzo submáximo, en el 57% de los casos se encuentra variabilidad superior al 20% y en el 93% la dispersión es superior al 10%. Es decir, admite que en situaciones de esfuerzo fingido se puede obtener una baja variabilidad. Concluye que el análisis de la variabilidad es un método orientativo acerca de la sinceridad en el esfuerzo, pero puntualiza que se deben buscar otras posibilidades para detectar esfuerzos fingidos.

Al margen de los valores numéricos de fuerza de prensión con el Jamar, se ha estudiado la posible existencia de **anomalías en la curva Fuerza – Posición** en las cinco posiciones del Jamar¹⁷³

inducidas por la realización de esfuerzo fingido. Kirkpatrick fue el primer autor en enunciar que el test de prensión en isométrico con esfuerzo fingido provoca un aplanamiento de la curva Fuerza – Posición⁶³, circunstancia que ha sido corroborada posteriormente^{44,174}. Stokes¹⁴⁶ plantea que en situación de esfuerzo submáximo, en sujetos sanos, la forma de la curva se aplan, perdiendo su forma de campana y transformándose en un trazado lineal. Postula que si la Desviación Standard entre los cinco valores de las curvas de ambas manos es superior a 7,5, es indicativo de esfuerzo submáximo.

Goldman⁴⁵, estudiando 21 voluntarios sanos y 21 pacientes con lesiones de mano, comprueba como la forma normal de campana que tiene la curva se mantiene incluso en manos lesionadas aunque con valores inferiores de fuerza.

Otros autores como Niebuhr y Marion¹⁷⁵ no aceptan que el aplanamiento de la curva sea equivalente a la realización de esfuerzo fingido, si bien admiten la existencia de alteraciones en las curvas obtenidas en submáximo¹⁷⁶. Tredgett¹⁴⁹ comparte este criterio pero en una serie de 27 sujetos sanos encuentra que todos ellos alcanzan el máximo en posiciones II ó III del dinamómetro, mientras que cuando hacen esfuerzo fingido hay siete casos en los que el cénit de la curva se sitúa en posiciones I ó IV.

Niebuhr y cols¹⁷⁶. estudian a 17 sujetos sanos mediante dinamometría de prensión y electromiografía del palmar mayor

mientras realizan esfuerzo de prensión en dos condiciones: esfuerzo máximo y esfuerzo del 50% del máximo. En los tests en situación de simulación encuentra que se alcanzan valores más bajos de fuerza y una menor pendiente de ascenso de la curva fuerza-tiempo. Postulan que la electromiografía de superficie es un complemento muy útil de la dinamometría para detección de esfuerzo fingido^{176,177}.

1.9.1 Coeficiente de Variación

Si se admite que la alta variabilidad en los datos obtenidos en tests sucesivos es equivalente a la realización de esfuerzos submáximos, es fácil comprender que la utilización del Coeficiente de Variación¹⁰⁸ (relación porcentual entre desviación estándar de una serie de valores de fuerza y la media aritmética de los mismos) sea un parámetro muy utilizado para evaluar la realización de esfuerzos submáximos. Su utilización viene siendo sistemática a la vez que discutida. Matheson¹⁰⁸ avala su alta fiabilidad para constatar la validez de las pruebas dinamométricas y para la detección de esfuerzos fingidos. Propone que el valor el C.V. en esfuerzos máximos debe ser inferior a 10%. En la misma línea se postula Niemeyer¹⁷⁸ quien admite valores de C.V. de hasta un 15% para pruebas de esfuerzo realizadas con BTE Work Simulator, pero cuestiona su validez en manos discapacitadas.

Aunque está contrastado el hecho de que los valores de C.V. son más altos en pruebas realizadas en esfuerzo submáximo, diversos

autores han llamado la atención sobre la cautela con que se debe emplear este parámetro. Así, Dvir^{104,105}, tras corroborar en una serie de 17 mujeres, sanas, voluntarias, que los valores de C.V. en esfuerzo submáximo de prensión alcanzan valores medios de 21%, añade que no es posible ser tajante en su uso y que debe desestimarse como equivalente a esfuerzo simulado.

Birmingham¹⁷⁹ y cols. realizan estudio de flexoextensión de rodilla en trabajo isométrico y encuentran escasas diferencias en los valores de C.V. en distintos niveles de esfuerzo. Para máximo esfuerzo aportan un C.V. de 3,5% y para esfuerzos submáximos un 11,1% y su conclusión es que este parámetro estadístico carece de valor como para discriminar el nivel de esfuerzo realizado durante la prueba. Subraya que existe un rango de valores de C.V. en el que se solapan sujetos que realizan máximo esfuerzo y sujetos que han realizado esfuerzo ficticio (Figura 29).

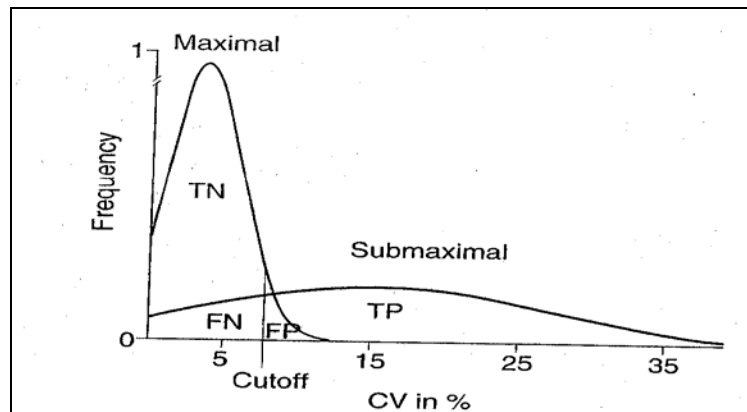


Figura 29. Coeficiente de Variación. Solapamiento de valores del C.V. en función del nivel de esfuerzo desarrollado. FN: falso negativo. FP: falso positivo. TN: verdadero negativo. TP: verdadero positivo. Tomado de Birmingham. 1998.

Autores como Bohannon¹⁸⁰ han intentado establecer un cifra límite del C.V. para estimar que los esfuerzos han sido máximos. Este autor, estudiando fuerza isométrica de flexión de codo propone que valores superiores a 7,5% son equivalentes a subesfuerzo. Si este criterio se aplica en estudios de fuerza de prensión, Hamilton y cols¹⁸¹. evidencian que serían incorrectamente calificados el 97% de los tests realizados en mujeres y el 64% en el caso de los varones.

Más rotundo es el planteamiento de Robinson y cols.¹⁸²; establece que si se aceptan valores de C.V. inferiores a 11% como la expresión de máximo esfuerzo, un alto porcentaje de sujetos en esfuerzo submáximo no serían detectados y llevan su crítica hasta el punto de cuestionar la validez de los tests musculares para la detección de esfuerzos ficticios¹⁸³.

Otra perspectiva es la aportada por Simonsen¹⁸⁴ que estudia a 270 pacientes con distintos tipos de lesión en columna y extremidades a los que realiza estudio de capacidad de esfuerzo mediante ERGOS Work Simulator. Su conclusión es que el C.V. carece de valor para discriminar nivel de esfuerzo y apunta que las alteraciones de este parámetro en sujetos que hacen esfuerzo submáximo y en pacientes con dolor, tienen un perfil similar.

Puede concluirse que la realización de esfuerzo submáximo origina un incremento en la variabilidad de los resultados en los tests de esfuerzo. Esto se produce ya que si se intenta fingir la máxima capacidad de fuerza se ponen en marcha mecanismos neurofisiológicos complejos para intentar controlar el reclutamiento de las unidades motoras de los músculos implicados y la frecuencia de su descarga. La dificultad en ejercer un correcto control voluntario sobre estos mecanismos y la necesidad de un ajuste inmediato mediante un mecanismo de feed-back explican la baja reproductibilidad en esfuerzos fingidos^{170,171}. Siendo esto evidente, también es cierto que los parámetros que valoran esta variabilidad deben ser utilizados de forma cautelosa y está argumentado que en ningún caso se debe recurrir de forma exclusiva a unos de ellos.

Por esta razón se ha propuesto el uso de otros métodos de valoración para detectar la simulación como son la repetición de la prueba¹⁸⁵, el test de presión mantenida y el test de cambio rápido alternante.

1.9.2 Test de prensión isométrica mantenida

La introducción de este test en los protocolos de valoración de la mano ha servido también para analizar el nivel de esfuerzo realizado.

Como criterio para considerar esfuerzo submáximo en este test se utiliza la detección de caída precoz en el trazado una vez alcanzado el valor máximo. Lechner¹¹³ concluye que este análisis permite calificar correctamente al 85% de los esfuerzos máximos y al 90% de los submáximos.

Smith y cols¹⁸⁶. proponen determinar el promedio de fuerza registrada en los tres últimos segundos del test de fuerza mantenida durante 5 s. y establecen una comparación entre este dato y el valor del pico máximo de fuerza alcanzado. Estudian una muestra de 43 sujetos sanos mediante dinamometría Jamar y les solicitan la realización de esfuerzo máximo y submáximo. Aplican el parámetro descrito y concluyen que tiene valor para discriminar el nivel de esfuerzo en el 95% de los hombres y en el 59% de las mujeres. Este parámetro le incluyen dentro de una batería de cinco estadísticos con los cuales llegan a detectar la realización de esfuerzo ficticio en el 92% de los casos.

Utilizando el mismo parámetro Gilbert y Knowlton¹⁸⁷, establecen que en condiciones de máximo esfuerzo su valor debe ser del 90%. Valores inferiores significarían que la prueba se ha realizado en esfuerzo submáximo.

1.9.3 Test de Prensión Rápida Alternante (PRA)

La comparación de valores de fuerza entre el test de Prensión Instantánea y el PRA se ha empleado en la detección de esfuerzo fingido^{146,185,188}. Se considera positivo si el test alternante evidencia iguales o mayores valores de fuerza que el test convencional⁴⁴. La explicación reside en la dificultad que experimenta el sujeto para desarrollar un determinado nivel de esfuerzo submáximo sin tiempo para poder ajustar la fuerza ejercida con respecto a intentos previos. Es decir, resulta más difícil de controlar que el gesto prensil instantáneo y repetido sucesivamente en la misma mano.

Joughlin y cols.¹⁸⁹ estudian esta relación en manos sanas y en manos lesionadas. En sanos realizando esfuerzo máximo la diferencia entre ambos tests debe ser inferior a 25%, mientras que en manos lesionadas encuentra diferencias más altas entre ambos valores que alcanzan incluso el 36%.

Samnani¹⁹⁰ atribuye a este test una Sensibilidad del 85% y una Especificidad del 100%.

En cualquier caso, es un hecho reiteradamente contrastado que la reproducibilidad de las medidas de fuerza en cualquiera de los tests planteados dependen de varios factores. Siguiendo a Bohannon¹⁹¹ es realmente posible una alta validez y fiabilidad de la medida tanto en sanos como en pacientes si se respeta una metodología rigurosa, lo que exige la utilización de un dinamómetro validado, la realización de

la prueba por un explorador preparado y, muy especialmente, ejercer un minucioso control de todas las variables que influyen en el desarrollo de cada test (postura del sujeto, instrucciones claras y precisas, cumplimiento de los protocolos de evaluación, etc..)

1.10 EL EJERCICIO ISOCINÉTICO EN LA VALORACIÓN DE LA FUNCIÓN MUSCULAR

La cualidad del ejercicio isocinético de solicitar una máxima carga de trabajo para el músculo y por ello implicar una máxima eficiencia de la contracción muscular^{4,5,36}, le ha convertido en una excelente forma de evaluación de la función motora. Previamente ya hemos citado los aspectos esenciales de la evaluación isocinética, pero es necesario profundizar en algunos hechos puntuales necesarios para comprender su aplicación en la valoración de la fuerza de prensión.

1.10.1 Metodología del test isocinético

Protocolo de evaluación. Las prestaciones funcionales del músculo varían según la velocidad y el tipo de contracción. La fuerza generada es inversamente proporcional a la velocidad de trabajo³³ y se genera más fuerza en excéntrico que en concéntrico^{38,192,193,194}. Por esta razón se deben diseñar protocolos de evaluación isocinética que incluyan tests realizados en distintas velocidades. Durante los primeros años de aplicación de esta técnica, los estudios se

circunscribían a la articulación de la rodilla y se utilizaba trabajo concéntrico en velocidades comprendidas entre 60°/s. y 180°/s. Con la generalización de su uso se han recomendado unas velocidades ajustadas para cada articulación, pero siempre dentro de un perfil general que considera velocidad lenta (inferior a 90°/s.), media (120°/s.-180°/s) y alta (superior a 240°/s.). El tipo de contracción habitualmente utilizado es el concéntrico, tanto por razones clínicas (dado que se desarrollan mayores momentos de fuerza se estima que el trabajo excéntrico puede ser peor tolerado en pacientes) como mecánicas (no todos los equipos isocinéticos han venido incorporando la posibilidad de trabajo excéntrico).

En aras de obtener una mayor consistencia de los valores se debe prestar puntual atención a hechos ya comentados en la valoración isométrica, como fijar períodos de pausa entre dos tests sucesivos, establecer número de intentos para cada test, dar una información clara y concisa al paciente antes de la realización de cada test, cuidar el perfecto acoplamiento del individuo al dinamómetro, proceder al perfecto alineamiento del eje anatómico con el eje del dinamómetro y utilizar el factor corrector de la gravedad¹⁹². Algunos aspectos concretos, como la influencia del feed-back visual durante el ejercicio, han sido puntualmente analizados en trabajo isocinético. Figoni¹⁹⁵ y Baltzapoulos¹⁹⁶ demuestran que permitir el uso de feed-back visual produce incrementos en el momento de fuerza generado en

velocidades lentas, pero carece de influencia en velocidades de trabajo superiores a 180°/s.

Resultados del estudio isocinético. Cuando se realiza ejercicio en condiciones isocinéticas, el dinamómetro, en realidad, no registra valores de fuerza. Dado que se trata de una fuerza aplicada a una determinada distancia de un eje de rotación, la máquina registra valores de Momento de Fuerza y lo expresa gráficamente mediante la gráfica isocinética que es una curva Momento – Posición. Se debe analizar:

- 1.- Gráfica isocinética. Se obtiene una curva para tipo de test solicitado. Esta curva tiene forma de parábola (Figura 30) y describe el Momento de Fuerza producido en cada punto del campo cinético estudiado.
- 2.- Máximo Momento de Fuerza (Peak Torque). Expresado en valor absoluto y se mide en Newton*metro. Corresponde al máximo valor del Momento de Fuerza registrado . Se produce en el punto de máxima ventaja mecánica del músculo y es el parámetro más utilizado en la evaluación. Lógicamente es más alto en registros en velocidades bajas y en contracciones excéntricas. Tiene el inconveniente de que tan solo refleja el comportamiento del músculo en un sector puntual de todo el recorrido.

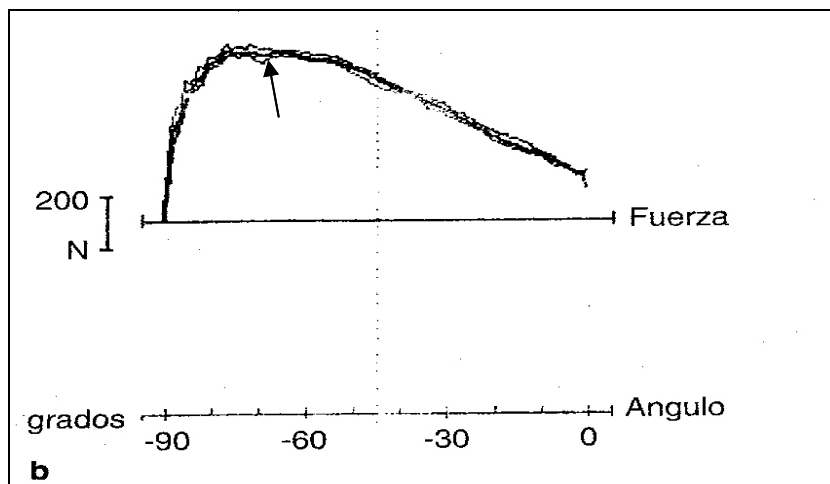


Figura 30. Gráfica isocinética. Representación de tres curvas isocinéticas correspondientes a contracción máxima de cuádriceps en 30°/s. Detalle del valor de Máximo Momento de Fuerza.

3.- Promedio del Máximo Momento de Fuerza. Expresa el valor de la media aritmética del Máximo Momento de Fuerza de varios ejercicios sucesivos en la misma condición de trabajo. Es un parámetro que ayuda a estimar la consistencia de la medida pero en la práctica habitual no es muy utilizado.

4.- Trabajo. Parámetro que hace referencia al Trabajo, entendido como magnitud física, desarrollado durante la contracción. Se expresa en Kilogramos * centímetro y gráficamente se corresponde con la superficie comprendida bajo el perfil de la curva. Es de gran interés ya que expresa, más certeramente que el Máximo Momento de Fuerza, la capacidad de trabajo del músculo a lo largo de toda la contracción. Su importancia se entiende mejor si pensamos que un

músculo puede tener un alto valor de Máximo Momento de Fuerza pero mostrar insuficiencia en algún sector del recorrido y en este supuesto sería el parámetro Trabajo el que debería detectarlo (Figura 31).

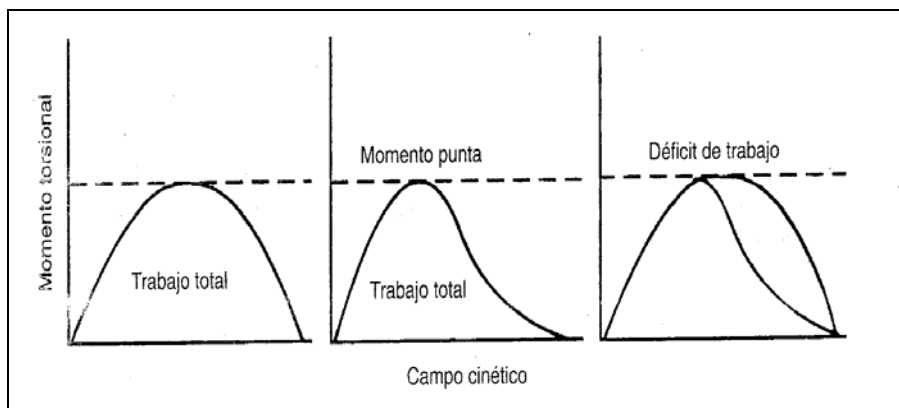


Figura 31. Trabajo en isocinético. Detalle de dos graficas isocinéticas con igual Máximo Momento de Fuerza, pero con una notable insuficiencia en la pendiente de caída de la curva.

5.- Potencia. Representa la relación entre el trabajo realizado y el tiempo necesario en completar el recorrido. Está en relación directa con el Momento de Fuerza y la velocidad angular.

6.- Existen otros parámetros que van a tener escasa significación en las posibilidades de valoración de la capacidad prensil de la mano. Entre ellos se debe citar: punto del recorrido en que tiene lugar el Máximo Momento, tiempo transcurrido hasta alcanzar el Máximo Momento, Índice de fatiga, valores de Momento ajustados al peso corporal y la relación porcentual agonista-antagonista.

1.10.2 Detección de esfuerzos submáximos

Al igual que hemos descrito para la evaluación isométrica, uno de los capítulos más controvertidos es precisar el modo para poder detectar esfuerzos fingidos, o planteado de otra forma, para tener la certeza de que la prueba se ha realizado en condiciones de máximo esfuerzo.

Está contrastado que en sujetos realizando esfuerzo máximo se obtienen unos valores de C.V. inferiores a 10%. Incluso Nistor¹⁹⁷ y cols. han evidenciado como los valores de C.V. son más bajos en estudios isocinéticos que en estudios isométricos en sujetos sanos a los que se ha realizado valoración de la flexión plantar de tobillo en ambos tipos de contracción. Igual conclusión aportan Markhede y Grimby¹⁹⁸ en el caso de valoraciones de la musculatura de la cadera. Apoyándose en esta alta consistencia de los valores de C.V., numerosos autores han consagrado a este parámetro durante décadas como el elemento de mayor relevancia para la detección de esfuerzo fingido. Lin¹⁹⁹ ratifica que este parámetro es de mayor significación en trabajo isocinético que en isométrico y apunta que, simplemente con este parámetro, se pueden detectar el 75% de esfuerzos submáximos de extensión de rodilla en trabajo isocinético. Similares conclusiones aportan Luoto y cols.²⁰⁰ refiriéndose a estudios isocinéticos en flexoextensión de columna lumbar realizados en sanos y en sujetos con cuadros lumbálgicos crónicos de distinta

significación. Concluyen que si el C.V. está por debajo de 10% es muestra inequívoca de la realización de máximo esfuerzo. Si el C.V. está por encima de 20% lo etiquetan de esfuerzo submáximo y en el intervalo entre 10% y 20% no es posible definir el nivel de esfuerzo. En todo caso, la consideración de C.V. en isocinético no está exento del debate ya expuesto al analizar la valoración isométrica. Dvir, después de ratificar hallazgos similares a los descritos, plantea que no es posible estimar una cifra de C.V. como valor definitivo para estimar la intensidad de esfuerzo^{104,105}. Añade que en trabajo concéntrico es mucho más fácil “engañar” a la máquina que en trabajo excéntrico⁵⁹. Apunta incluso que en velocidad alta se dan las peores condiciones para realizar esfuerzo submáximo intencional. Cuando se hace esfuerzo submáximo en concéntrico los valores de Momento de Fuerza sufren una caída mucho más acentuada que en la condición de trabajo excéntrico y, muy especialmente, en concéntrico en alta velocidad (Figuras 32 y 33). Por ello propone utilizar la combinación de valoraciones isocinéticas en trabajo concéntrico y excéntrico y en dos velocidades de trabajo. Obtiene así, para cada velocidad de trabajo una relación entre el Máximo Momento en excéntrico y en concéntrico:

$$\frac{(\text{Max. Mom. EXC})}{(\text{Max. Mom. CON})}$$

La diferencia entre esta relación obtenida en velocidad alta y la obtenida en velocidad baja (Diferencia excéntrico-concéntrico, DEC) será inferior a “1” en esfuerzos máximos y estará muy elevada (se multiplica incluso más de 6 veces) en esfuerzos submáximos.

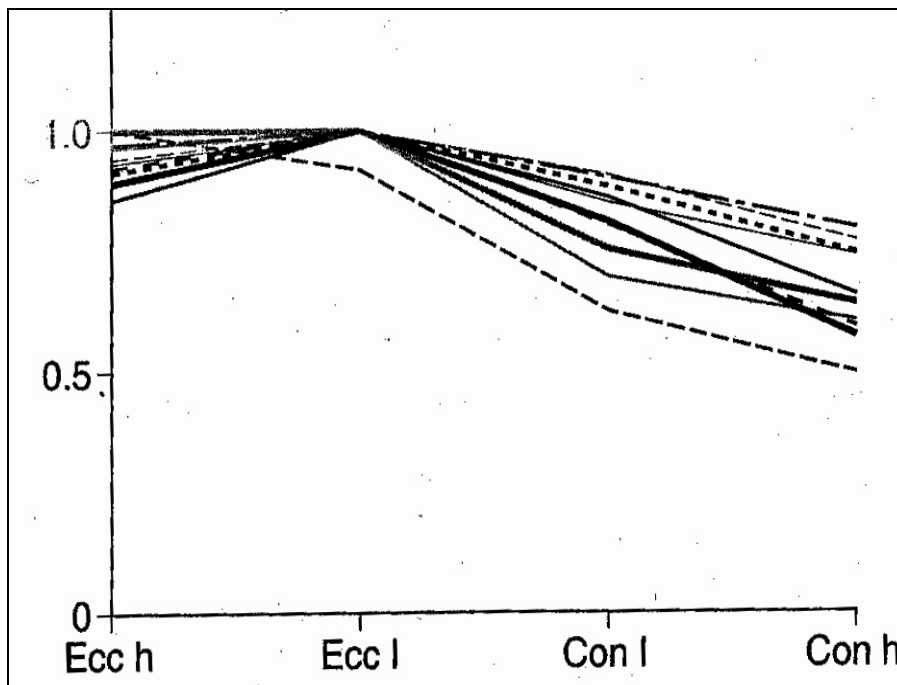


Figura 32. Curvas Momento-Velocidad angular en esfuerzo máximo. Representa la acción de diversos grupos musculares. Se registran los valores de Momento ajustados al valor del Momento en excéntrico en baja velocidad. Detalle del discreto descenso de los valores en tests concéntricos respecto a excéntrico. Tomado de Dvir.

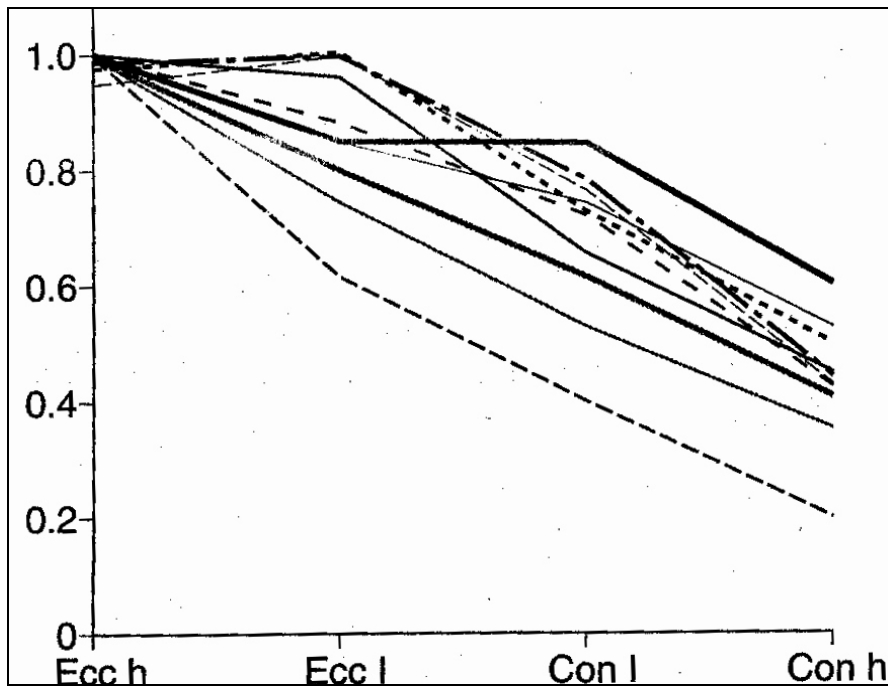


Figura 33. Curvas Momento-Velocidad angular en esfuerzo submáximo. Representa la acción de diversos grupos musculares. Se registran los valores de Momento ajustados al valor del Momento en excéntrico en baja velocidad. Detalle de la importante caída de los valores en concéntrico y muy especialmente, en alta velocidad. Tomado de Dvir.

Dvir recoge los datos obtenidos del análisis del DEC en varias regiones anatómicas referidos tanto a esfuerzos máximos como submáximos⁵⁹. Como se aprecia en la tabla adjunta (Tabla 5) los valores de este parámetro son siempre mucho más elevados en esfuerzo submáximo. Especialmente interesantes son sus conclusiones respecto al comportamiento del DEC en los estudios de valoración de la fuerza de prensión^{104,106,201}.

Región	Movimiento	Velocidad (%s.)	DEC en MAX.	DEC en SUBMAX.	Autor	Año
Lumbar	Extensión	20-60	0,21	1,23	<i>Dvir</i>	1997
Lumbar	Extensión	10-40	0,13	0,83	<i>Dvir</i>	2001
Lumbar	Extensión	10-40	0,075	1,09	<i>Dvir</i>	2001
Codo	Flexión	20-60	0,034	1,68	<i>Dvir</i>	1997
Codo	Flexión	20-60	0,007	1,4	<i>Dvir</i>	1997
Mano	Prensión	4-16	0,68	3,4	<i>Dvir</i>	1999
Hombro	Flexión	40-160	0,48	5,35	<i>Dvir</i>	2002
Hombro	Flexión	8-32	0,11	0,68	<i>Dvir</i>	2002

Tabla 5. Valores de DEC. Se describen los valores en situación de esfuerzo máximo y submáximo para distintas articulaciones.

1.10.3 Reproducibilidad en isocinesia

Con la introducción de la evaluación isocinética se desarrolló una gran cantidad de estudios dirigidos a analizar la reproducibilidad de las medidas de Momento de Fuerza, alguno de los cuales se presenta en los cuadros adjuntos que recoge valoraciones isocinéticas en articulaciones del miembro superior (Tabla 6) e inferior (Tabla 7). La metodología para realizar estos análisis generalmente ha utilizado estudios tests-retest y existe sobrada evidencia acerca de la alta consistencia y reproducibilidad de las medidas.

Autor	Muestra	Maquina	Región	Movimiento	Basal	%s.	ICC / r
Perrin ²⁰²	Sanos	Cybex	Hombro	RI. CON	Abd.	60	0,92
				RI. CON	Abd.	180	0,84
				RE. CON	Abd.	60	0,93
				RE. CON	Abd.	180	0,99
				FLEX. CON		60	0,91
				FLEX. CON		180	0,77
				EXT. CON		60	0,92
				EXT. CON		180	0,87
Hageman ²⁰³	Sanos	Kin-Com	Hombro	RI. CON	Abd.	60	0,93
				RI. EXC	Abd.	60	0,9
				RI. CON	Abd.	180	0,91
				RI. EXC	Abd.	180	0,88
				RI. CON	Flex.	60	0,82
				RI. EXC	Flex.	60	0,9
				RI. CON	Flex.	180	0,9
				RI. EXC	Flex.	180	0,88
Greenfield ²⁰⁴	Sanos	Merac	Hombro	RI. CON	Add.	60	0,92
				RI. CON	Add.	60	0,92
				RE. CON	Add.	60	0,81
				RE. CON	Add.	60	0,94
Griffin ²⁰⁵	Sanos	Kin Com	Codo	FLEX. CON		30	0,83
				FLEX. CON		30	0,8
				FLEX. CON		120	0,82
				FLEX. CON		120	0,72
Van Swearingen ²⁰⁶	Sanos	Cybex	Muñeca	FLEX. CON	Pron.	60	0,99
				FLEX. CON	Sup.	60	0,96
				EXT. CON	Pron.	60	0,82
				EXT. CON	Sup.	60	0,95
				DR. CON		60	0,91
				DC. CON		60	0,92

Tabla 6. Reproducibilidad de las medidas isocinéticas. Estudios en articulaciones del miembro superior en población sana. r: coeficiente correlación Pearson. ICC: coeficiente correlación intraclase.

Autor	Muestra	Maquina	Articulación	Movimiento	Posición %s.	ICC / r
Perrin ²⁰²	Sanos	Cybex	Rodilla	EXT. CON	Sedes. 60	0,85
				EXT. CON	Sedes. 180	0,87
				FLEX. CON	Sedes. 60	0,92
				FLEX. CON	Sedes. 180	0,89
Burdett ²⁰⁷	Sanos	Cybex	Rodilla	EXT. CON	Sedes. 180	0,93
				EXT. CON	Sedes. 240	0,95
				FLEX. CON	Sedes. 180	0,81
				FLEX. CON	Sedes. 240	0,66
Harding ²⁰⁸	Sanos	Kin-Com	Rodilla	EXT. CON	Sedes. 60	0,95
				FLEX. CON	Sedes. 60	0,95
Klopfert ²⁰⁹	Sanos	Biodex	Rodilla	EXT. CON	Sedes. 300	0,97
				EXT. CON	Sedes. 450	0,96
				FLEX. CON	Sedes. 300	0,96
				FLEX. CON	Sedes. 450	0,95
Karnofel ²¹⁰	Sanos	Cybex	Tobillo	FD. CON	60	0,86
				FD. CON	120	0,89
				FP. CON	60	0,91
				FP. CON	120	0,94
				INV. CON	60	0,91
				INV. CON	120	0,89
				EV. CON	60	0,78
				EV. CON	120	0,89

Tabla 7. Reproducibilidad de las medidas isocinéticas. Estudios en articulaciones del miembro inferior en población sana. r: coeficiente correlación Pearson. ICC: coeficiente correlación intraclass. EXT: extensión. FLEX: flexión. FD: Flexión dorsal. FP: Flexión plantar. EV: eversión. INV: inversión

Encontramos recientes aportaciones referidas a distintas poblaciones y articulaciones. Van Meeteren²¹¹ estudia los movimientos de abducción y rotaciones de hombro en 20 sujetos sanos mediante una prueba test-retest. Encuentra una alta

reproductibilidad utilizando el Coeficiente de Correlación (r entre 0,69 y 0,72). En la misma línea se sitúa la aportación de Plotnikoff²¹² que estudia las rotaciones de hombro tanto en trabajo concéntrico como excéntrico y encuentra una muy alta reproductibilidad en todos los tests (r entre 0,82 y 0,97).

Abundan los estudios realizados en la flexoextensión de **rodilla**. Frontera²¹³ estudia 178 sanos en tests realizados en 60°/s. y 240°/s. y encuentra una alta reproductibilidad (r entre 0,58 y 0,77), algo más elevada en hombres. Similar estudio es realizado por Pinciviero²¹⁴ concluyendo alta reproductibilidad tanto en velocidades bajas como medias (r entre 0,82 y 0,97). Broski²¹⁵ llega a similares conclusiones en rodillas intervenidas quirúrgicamente por lesión de LCA (r superior a 0,80). Se ha estudiado también la reproductibilidad en rodillas de pacientes con cardiopatías crónicas refiriendo una excelente reproductibilidad tanto para cuádriceps ($r= 0,96$) como para flexores ($r= 0,82$)²¹⁶. Interesante es el trabajo de Keskula²¹⁷ en una muestra de 16 rodillas sanas en las que analiza el comportamiento del Máximo Momento y del Trabajo con valoración a cargo de cuatro exploradores distintos y demuestra una alta reproductibilidad interobservador (r entre 0,90 y 0,96). Callaghan²¹⁸ estudia rodillas sanas y rodillas con pacientes con dolor femoropatelar y encuentra en ambos grupos una muy alta reproductibilidad tanto para valores de Máximo Momento de Fuerza (r superior a 0,75 en sanos y a 0,83 en pacientes) como para Trabajo y Potencia (r superior a 0,83 en sanos y

a 0,75 en pacientes). Por último, Li y cols²¹⁹. estudian a 30 sujetos, determinan el comportamiento de los parámetros de Máximo Momento, Trabajo y Potencia y concluyen una alta reproductibilidad en todos los tests realizados en rodillas sanas, pero evidencian mejor consistencia en las medidas realizadas en cuádriceps, en 60°/s. y en trabajo concéntrico, que en el caso de los flexores, en 120°/s. y en excéntrico.

Arokosky y cols²²⁰. realizan estudio de fuerza máxima en flexoextensión de **cadera** tanto en isométrico como en isocinético en dos velocidades (60°/s. y 120°/s), en 27 pacientes con coxartrosis de cadera. Comparan los resultados con un grupo control de 30 sujetos sanos y concluyen la alta reproductibilidad de las medidas obtenidas en ambos grupos.

La reproductibilidad en la articulación del **tobillo** ha sido refrendada por Chester²²¹ estudiando la flexoextensión de tobillo en 22 sujetos que habían sido intervenidos quirúrgicamente por rotura del tendón de Aquiles. Hacen estudio en concéntrico y en excéntrico y encuentran muy alta reproductibilidad tanto en los tobillos sanos (r entre 0,74 y 0,92) como en los lesionados (r entre 0,74 y 0,89). Holmback²²² estudia la flexoextensión de tobillo en 30 jóvenes sanos realizando test-retest en cuatro velocidades: 30°/s., 60°/s, 120°/s. y 150°/s. Ratifica la buena reproductibilidad en todas las pruebas realizadas (ICC = 0,61-0,93). Aydog y cols.²²³ estudian el comportamiento de la eversión-inversión de tobillo en trabajo

concéntrico y en dos velocidades (60°/s. y 180°/s.) en sujetos sanos. Establecen una muy alta reproductibilidad tanto para eversión (ICC = 0,87 – 0,94) como para inversión (ICC = 0,92 – 0,96). Es interesante precisar que incluso detallan una alta reproductibilidad interobservador (ICC = 0,95).

La reproductibilidad isocinética en la flexoextensión del **codo** en sujetos sanos ha sido estudiada por Frontera y cols.²¹³ mediante una prueba test-retest realizada en 60°/s. y 240°/s. En su conclusión se recoge valores elevados de coeficiente de correlación tanto en hombres (0,71 – 0,84) como en mujeres (0,62 – 0,78).

La reproductibilidad es alta incluso en pacientes con secuelas neurológicas por cuadros hemiparéticos como demuestra Eng²²⁴ realizando estudios isocinéticos en cadera, rodilla y tobillo en estos casos. Analiza el comportamiento de los valores de Máximo Momento de Fuerza y de Trabajo concluyendo con una alta reproductibilidad en ambos casos (0,95 – 0,98 para el Momento de Fuerza y 0,88 – 0,98 para el Trabajo).

Debido a que el desarrollo de la tecnología isocinética adaptada para el estudio de la fuerza de prensión ha sido reciente y, en cualquier caso, con menor difusión que la prensión isométrica, son realmente escasas las aportaciones acerca del comportamiento de las medidas isocinéticas de fuerza prensil. Banaglia²²⁵ realiza un estudio de fuerza de prensión tanto en isométrico como en isocinético. Su modelo contempla la realización de tres tests sucesivos con intervalos

de 48 horas en 14 sujetos sanos voluntarios utilizando el Lido WorkSet. De su estudio se pueden extraer tres conclusiones fundamentales: 1) Encuentra una alta correlación entre las medidas de fuerza registradas en ambos modos de trabajo (C.C. Pearson 0.89-0.95) 2) Demuestra una muy alta reproductibilidad en el análisis test-retest en todos los ejercicios realizados (ICC = 0.89-0.93). 3) Se registran valores de fuerza más elevados en isométrico que en isocinético. Esta alta reproductibilidad es ratificada por Campodaglio²²⁶, que además establece la alta fiabilidad de un test de fatiga realizado mediante ejercicios sucesivos de prensión realizados durante un minuto. Finalmente Dvir ha avalado la fiabilidad de las medidas isocinéticas de prensión en relación con las valoraciones isométricas mediante dinamómetro Jamar¹⁰⁴.

En definitiva, se puede establecer con rigor y suficiente evidencia una alta reproductibilidad en las medidas obtenidas en los distintos modos de evaluación isocinética, en sus distintas velocidades y para distintas articulaciones. Si disponemos de una medida reproducible debemos extremar las posibilidades que ofrece esta técnica para la detección de esfuerzos submáximos. Destaca el planteamiento de Dvir²²⁷, quien argumenta que se deben tener en cuenta cuatro elementos a la hora de evaluar la sinceridad en el esfuerzo. Los agrupa bajo la denominación de “protocolo CCSS” que toma su nombre de las iniciales inglesas de:

- 1.- Consistencia: expresando la coincidencia que deben tener los registros cuando se ha realizado esfuerzo máximo. El C.V. viene a cuantificar esta cualidad.
- 2.- Compatibilidad: se refiere a la coherencia que debe existir entre los distintos tests realizados a una misma persona.
- 3.- Simetría: implica que, ante enfermedades sistémicas, el comportamiento de los déficits debe ser similar en dos articulaciones homólogas
- 4.- Especificidad: hace referencia a la correlación entre la severidad de los déficits y la existencia de patologías concretas.

HIPÓTESIS

2.- HIPÓTESIS

Una vez desarrollada una tecnología capaz de realizar una exhaustiva y precisa valoración de la capacidad de Fuerza de Presión surge la necesidad de analizar su fiabilidad y establecer unos valores normativos ajustados a nuestro entorno social.

Para ello se diseña un método de estudio que pueda realizar una doble aportación:

1.- Valoración de la reproductibilidad de las medidas de Fuerza de Presión tanto en trabajo Isométrico como Isocinético.

2.- Determinar los valores normales de Fuerza de Presión en la población laboral española tanto en su modo de trabajo Isométrico como Isocinético. De forma complementaria se considera la influencia que edad, sexo y dominancia, pueden tener en los resultados. Asimismo se establece un análisis comparativo entre las medidas registradas en los distintos modos de trabajo muscular.

MATERIAL Y DISEÑO

3.- MATERIAL Y DISEÑO

3.1 VALORACIÓN DE LA REPRODUCTIBILIDAD

Se obtiene una muestra de 20 sujetos, sanos, voluntarios, con una edad media de 30,7 años con un rango de 20-42. Ocho mujeres y tan solo un individuo zurdo. Tras ser detalladamente informados de los objetivos del estudio nos dieron su conformidad para su realización. Todos los casos negaban antecedentes de lesión en ambos miembros superiores y en el momento de realizar el estudio no presentaban limitación funcional alguna en extremidades superiores ni columna cervical.

Se diseñó un estudio mediante la realización de dos tests, con idéntico protocolo, separados por un intervalo de una semana.

Se utiliza un dispositivo Dexter Evaluation and Therapy System (trademark of Cedaron Medical Inc). Este dispositivo realiza una autocalibración automática antes de cada prueba.

Cada uno de los sujetos realiza, con ambas manos, de forma alternante y comenzando siempre por la izquierda, un conjunto de tests que responden a la siguiente secuencia:

- 1.- Prensión en esfuerzo isométrico instantáneo con Dinamómetro Jamar computarizado realizando la determinación de Fuerza Máxima Isométrica en cada una de las 5 posiciones. El paciente realiza 3 ejercicios consecutivos de prensión en cada una de las

posiciones dejando una pausa de 3 segundos entre cada repetición. La pausa entre cada dos posiciones es de 1 minuto. Se selecciona el mejor de los tres intentos para determinar la Fuerza Máxima Isométrica. De este modo obtenemos 5 valores numéricos para la mano dominante y otros cinco valores equivalentes para la mano no-dominante. A fin de simplificar la recogida de datos recabamos la media aritmética ponderada entre la fuerza máxima recogida en cada una de las 5 posiciones.

Para realizar esta prueba se siguen las recomendaciones metodológicas propuestas por Fess⁸¹. Posiciona al paciente en sedestación, con brazo pegado al cuerpo, codo en 90° de flexión y posición neutra de pronosupinación. La muñeca se posiciona en una ligera flexión dorsal.

2.- Estudio de prensión sostenida durante 10 s. Realizado con Dinamómetro Jamar en posición II. Se determina la Fuerza Máxima y se analiza la pendiente de la curva como indicador de la capacidad para mantener la máxima tensión durante el esfuerzo.

3.- Análisis de la capacidad de prensión en ejercicio de prensión en isocinético en velocidad lenta. Para ello se pide la realización de cinco ejercicios de prensión consecutivos realizados a una velocidad de 30°/s y en un recorrido de 4 cm.(de 8,51 cm. a 4,50 cm.). En este test se determina Fuerza Máxima Isocinética y el valor del Trabajo por Repetición. Asimismo obtenemos el valor

promedio de la Fuerza Máxima alcanzada entre los cinco intentos y la posición en la que se ha alcanzado el valor máximo de fuerza.

4.- Análisis de la capacidad de prensión en ejercicio de prensión en isocinético en velocidad media. Para ello se pide la realización de cinco ejercicios de prensión sucesivos realizados a una velocidad de 60°/s y en un recorrido de 4 cm. (de 8,51 cm. a 4,50 cm.).

En cada una de las pruebas realizadas se determina el valor de C.V. No se admite una prueba como válida si el valor de este parámetro es superior a 10%. En el caso de que en algún test las cifras de C.V. sean superiores al límite establecido, se procede a repetir íntegro este test por una única vez.

Previo a la realización de cada test se dan instrucciones claras y concretas, como ya se describió en el apartado de metodología. Puntualmente se insta al paciente a la realización de máximo esfuerzo prensil en cada intento.

Durante la realización de los tests no se utiliza feed-back visual.

Este protocolo se repite con idéntica secuencia a la semana. Se obtienen así dos puntuaciones para cada parámetro y de su comparación podremos obtener la reproductibilidad de la medida.

A este fin se recogieron todos los datos de las valoraciones en una Hoja de Cálculo de Excel para posterior análisis estadístico con el programa SPSS. Se considera el límite de significación estadística menor de 0.05 con una prueba de dos colas. En razón del tamaño

muestral y por ser distribuciones no ajustadas a la normalidad, se han utilizado tests no paramétricos para estimar la correlación entre las variables. Se ha empleado el coeficiente de correlación de Pearson.

3.2 DETERMINACIÓN DE RESULTADOS EN ANOS SANAS DE TRABAJADORES

Para la elaboración de este trabajo se han recogido 500 estudios dinamométricos correspondientes a las manos sanas de aquellos trabajadores que habían realizado este tipo de tests por presentar algún tipo de menoscabo funcional en una de sus manos. A fin de disponer de un conjunto de manos realmente sanas se han dispuesto los siguientes criterios para la admisión en este protocolo:

3.2.1 Criterios de inclusión

.- Corresponder a una mano que esté integrada en un miembro superior sin menoscabo funcional alguno y en ausencia de cualquier tipo de patología en los dos años previos a la realización del test.

.- Corresponder a una persona en edad laboral

3.2.2 Criterios de exclusión

.- Estudios correspondientes a individuos con enfermedades que puedan comprometer su capacidad para la realización de esfuerzo o bien, para llevar a cabo una vida laboral plenamente activa. En este sentido se excluyen pacientes con cardiopatías, metabolopatías y cualquier tipo de afección neurológica central.

.- Estudios que correspondan a pacientes con patología cervical activa o sintomática en los 2 últimos años.

3.2.3 Descripción de la población

Edad. La edad media de los sujetos es de 37.2 años, con un rango de 17 – 64, el cual esta en íntima correlación con el hecho de tratarse de población en edad laboral. La distribución de frecuencias para cada década de la vida se muestra en la Tabla 8.

Sexo. El 70,4% (352 manos) de los casos corresponden a varones y el 29,6% (148 manos) a mujeres.

Dominancia. Se analizan 215 manos derechas (43%) y 285 izquierdas (57%). El 41,2% (206 manos) de las manos estudiadas son manos dominantes y el 58,8% (294 manos) restante son manos no-dominantes. Tan solo 8 manos corresponden a mano izquierda dominante. La distribución de dominancia y lateralidad se recoge en la Tabla 9.

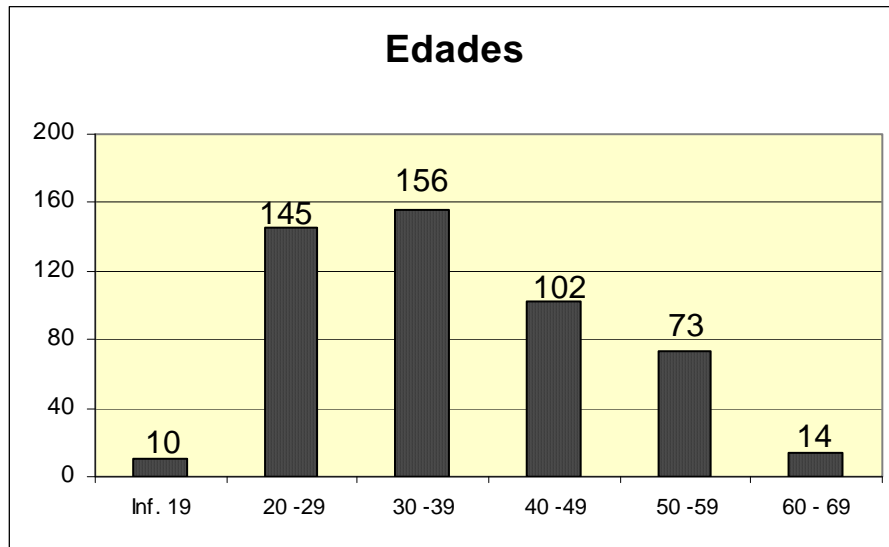


Figura 34. Edad. Distribución de frecuencias por décadas de la vida.

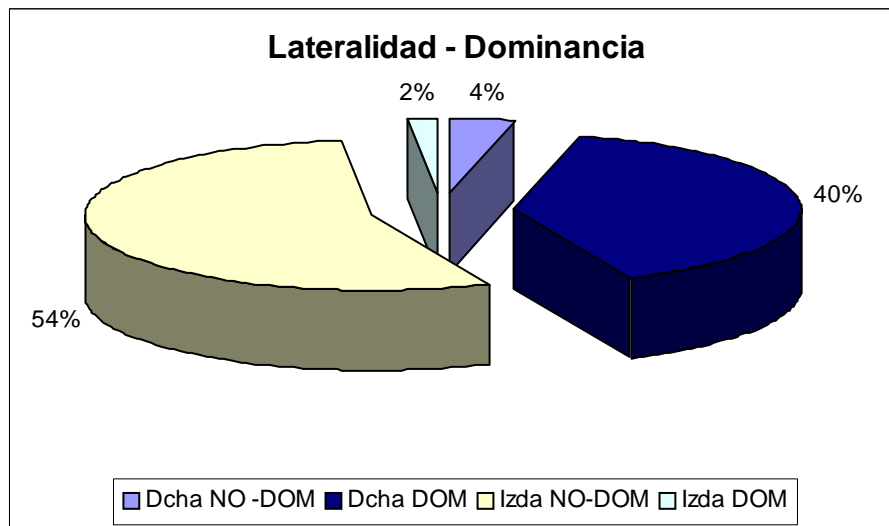


Figura 35. Lateralidad y Dominancia. Distribución porcentual.

3.2.4 Protocolo de estudio

El protocolo de estudio realizado se ha descrito en el punto 3.1. Las 500 manos estudiadas han completado el test isométrico. En 420 casos se ha añadido el estudio isocinético en velocidad de 30°/s. y en 367 casos se ha complementado con el estudio en velocidad de 60°/s. En 321 casos se ha realizado el protocolo completo (estudio isométrico e isocinético en dos velocidades) y será este el grupo sobre el que se realice el estudio comparativo de las medidas en los distintos tipos de trabajo muscular (Tabla 10).

ISOMETRICO	500	Estudio valores normativos
ISOM. + ISOCIN. 30°/s	420	
ISOM. + ISOCIN. 60°/s	367	
ISOM. + ISOC 30°/s y 60°/s	321	Estudio comparativo entre tests

Tabla 8. Protocolos realizados.

3.2.5 Método estadístico

Se verificó la normalidad mediante el test de Kolmogorov-Smirnov con la corrección de Lilliefors.

Las variables en estudio (todas menos ISOC30FMAX e ISOC30T) según la variable de agrupación “sexo”, siguieron una distribución normal, se utilizó el test de t de Student para muestras independientes y el test de U de Mann-Whitney para las variables que no seguían la distribución normal (ISOC30FMAX e ISOC30T).

Las variables en estudio según las variables de agrupación “lado y edad”, no siguieron una distribución normal. Se utilizaron los tests no paramétricos de Kruskal-Wallis, seguidos de U de Mann-Whitney con ajuste de Bonferroni.

Se consideró significativo cuando la p tenía un valor inferior a 0,05.

Todos los análisis estadísticos se realizaron con el programa SPSS para Windows versión 13.0.

RESULTADOS

4.- RESULTADOS

4.1 REPRODUCTIBILIDAD DE LA MEDIDA

La primera parte del estudio va dirigida a analizar la fiabilidad y reproductibilidad de la medida en las distintas formas de trabajo muscular de prensión. Se pretende con ello concretar la fiabilidad de la valoración de los distintos parámetros, su reproductibilidad y obtener cuáles son los parámetros más consistentes a fin de poder hacer estudios evolutivos fiables.

Para ello se ha realizado una prueba test-retest de forma que cada paciente ha repetido el mismo protocolo de valoración con un intervalo de una semana. De este modo, para cada parámetro estudiado vamos a tener dos medidas independientes y nuestro objetivo es:

- a) establecer una comparación entre los valores promedio de cada parámetro en cada uno de los dos tests realizados
- b) valorar la correlación entre las medidas realizadas en el test y en el re-test

4.1.1 Fuerza máxima isométrica de prensión

En el test de Prensión Isométrica obtenemos los valores promedio de Fuerza Máxima y de Fuerza Promedio en cada una de las cinco posiciones, así como el valor promedio de las cinco posiciones del dinamometro. Puesto que se estudian independientemente mano dominante y mano no-dominante, se obtienen 24 valores de media aritmetica para cada uno de los dos tests. El análisis comparativo evidencia que el valor medio de todos los parámetros, tanto de Fuerza Máxima como de Fuerza Promedio, tienen una diferencia porcentual inferior a 3,8% (Tabla 11).

La correlación entre los valores medios de cada parámetro en ambos tests es lineal (Figura 34).

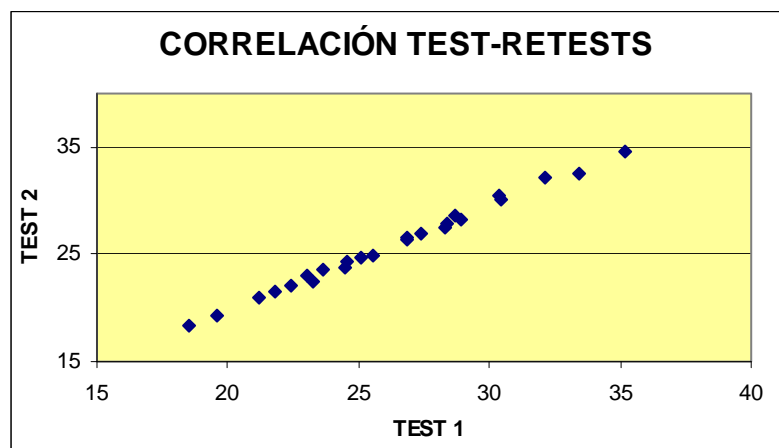


Figura 36. Correlación entre los valores medios de cada parámetro en Prensión Isométrica.

	TEST 1	TEST 2	Dif. Medias
FUERZA MÁXIMA			
J5P I DOM	25,6	24,9	2,6
J5P I NO DOM	22,4	22,1	1,3
J5P II DOM	35,2	34,6	1,7
J5P II NO DOM	30,5	30,2	0,8
J5P III DOM	32,1	32,1	0,0
J5P III NO DOM	28,3	27,9	1,4
J5P IV DOM	28,3	27,4	3,1
J5P IV NO DOM	24,5	24,3	1,0
J5P V DOM	23,3	22,4	3,8
J5P V NO DOM	19,6	19,3	1,5
Media J5P DOM	28,9	28,3	2,1
Media J5P NO DOM	25,1	24,8	1,2
FUERZA PROMEDIO			
prom. J5P I DOM	24,5	23,7	3,1
prom. J5P I NO DOM	21,2	21,0	0,8
prom. J5P II DOM	33,4	32,6	2,5
prom. J5P II NO DOM	28,7	28,6	0,1
prom. J5P III DOM	30,4	30,5	-0,3
prom. J5P III NO DOM	26,9	26,6	0,9
prom. J5P IV DOM	26,8	26,4	1,5
prom. J5P IV NO DOM	23,1	23,1	-0,1
prom. J5P V DOM	21,8	21,5	1,1
prom. J5P V NO DOM	18,6	18,3	1,4
prom. Media J5P DOM	27,4	26,9	1,5
prom. Media J5P NO DOM	23,7	23,5	0,6

Tabla 9. Diferencia de medias entre test-retest en isométrico. Se detallan los valores promedio de cada paarmetro en los dos tests y se concreta la diferencia porcentual entre las medias.

La Tabla 12 recoge los datos referentes a la fuerza máxima isométrica obtenida en cada una de las cinco posiciones del dinamómetro para la mano dominante y en cada uno de los dos tests realizados. En la Tabla 13 se describen los mismos datos referidos a la mano no-dominante.

DOMINANTE	I	II	III	IV	V
TEST 1	25,6	35,2	32,1	28,3	23,3
TEST 2	24,9	34,6	32,1	27,4	22,4
Pearson	0,776	0,907	0,945	0,913	0,903
Nivel Significación	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01

Tabla 10. Reproducibilidad en prensión isométrica en mano dominante. Análisis de la correlación entre los valores de fuerza máxima isométrica obtenidos en cada una de las cinco posiciones y para cada uno de los dos tests.

NO DOMINANTE	I	II	III	IV	V
TEST 1	22,4	30,5	28,3	24,5	19,6
TEST 2	22,1	30,2	27,9	24,3	19,3
Pearson	0,794	0,965	0,864	0,968	0,937
Nivel Significación	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01

Tabla 11. Reproducibilidad en prensión isométrica en mano no-dominante. Análisis de la correlación entre los valores de fuerza máxima isométrica obtenidos en cada una de las cinco posiciones y para cada uno de los dos tests.

De un modo más expresivo, las Figuras 35 y 36 recogen las gráficas fuerza-posición comparativas de ambos tests para cada una de las manos. Es de destacar la absoluta reproductibilidad de las curvas.

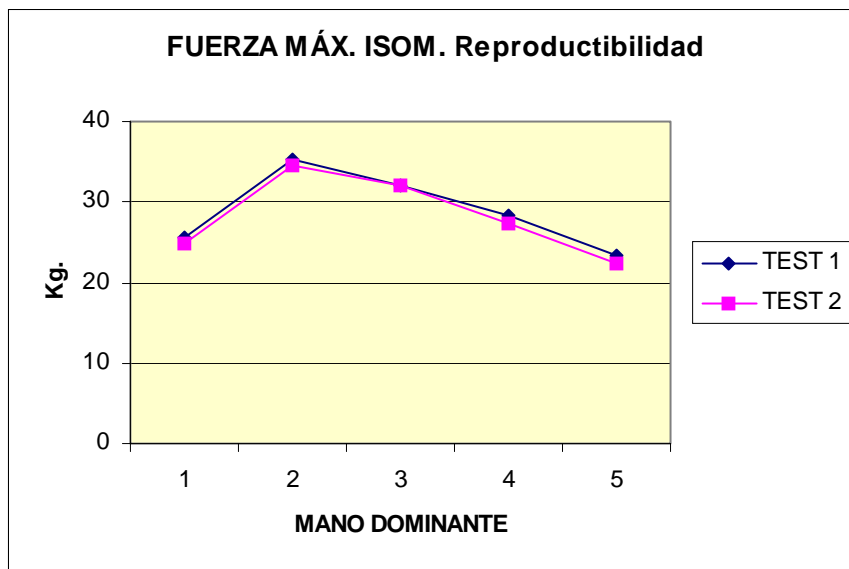


Figura 37. Gráficas fuerza-posición en el Test-Retest. Se recogen los datos obtenidos en la mano dominante en los dos tests realizados para cada una de las cinco posiciones del dinamómetro.

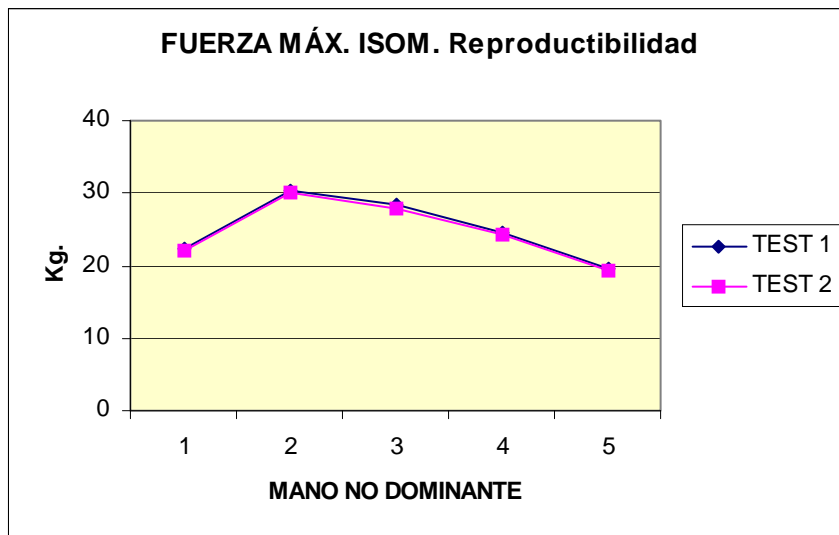


Figura 38. Gráficas fuerza-posición recogiendo los datos obtenidos en la mano no-dominante en los dos tests realizados para cada una de las cinco posiciones del dinamómetro.

4.1.2 Fuerza de prensión isocinética en velocidad baja (30°/s)

La prensión isocinética está caracterizada por cuatro variables: fuerza máxima isocinética, fuerza isocinética promedio entre los cinco intentos, trabajo por repetición y posición del pico de fuerza.

En las Tablas 14 y 15 se recogen los datos de correlación de las medidas de estas variables entre los dos tests y de forma independiente para ambas manos.

DOMINANTE	F. Máxima	F. Promedio	Trabajo	Posición pico
TEST 1	36,2	34,3	96,8	5,91
TEST 2	37,1	34,7	98,4	6,02
Coef. Pearson	0,967	0,975	0,959	0,931
Nivel Significación	0,01	0,01	0,01	0,01

Tabla 12. Reproducibilidad en prensión isocinética en 30°/s. en mano dominante. Análisis de la correlación entre los valores de fuerza máxima, fuerza promedio, trabajo y posición del pico de fuerza obtenidos en cada uno de los dos tests.

NO DOMINANTE	F. Máxima	F. Promedio	Trabajo	Posición pico
TEST 1	32,7	30,9	88,3	5,92
TEST 2	33,2	31,7	90,6	6,00
Coef. Pearson	0,974	0,981	0,983	0,821
Nivel Significación	0,01	0,01	0,01	0,01

Tabla 13. Reproducibilidad en prensión isocinética en 30°/s. en mano no-dominante. Análisis de la correlación entre los valores de fuerza máxima, fuerza promedio, trabajo y posición del pico de fuerza obtenidos en cada uno de los dos tests.

La representación gráfica de la alta reproductibilidad de las medidas de Fuerza Máxima y de Trabajo en ambas manos en las Figuras 37 y 38.

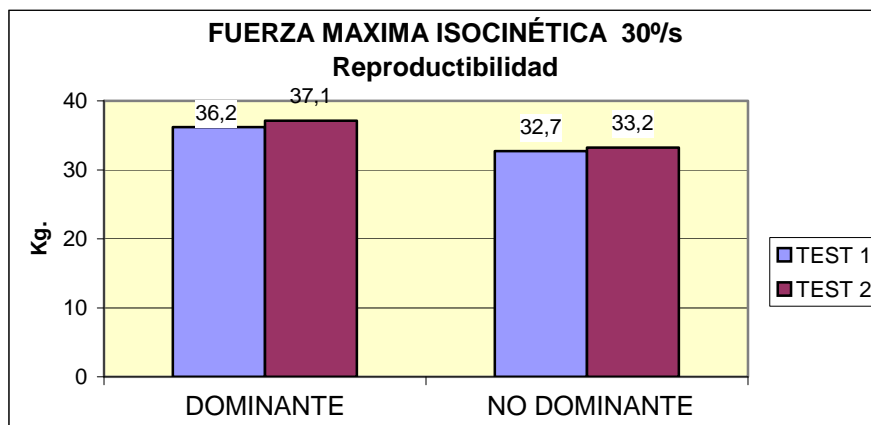


Figura 39. Reproducibilidad de los valores de Fuerza Máxima Isocinética en 30°/s.

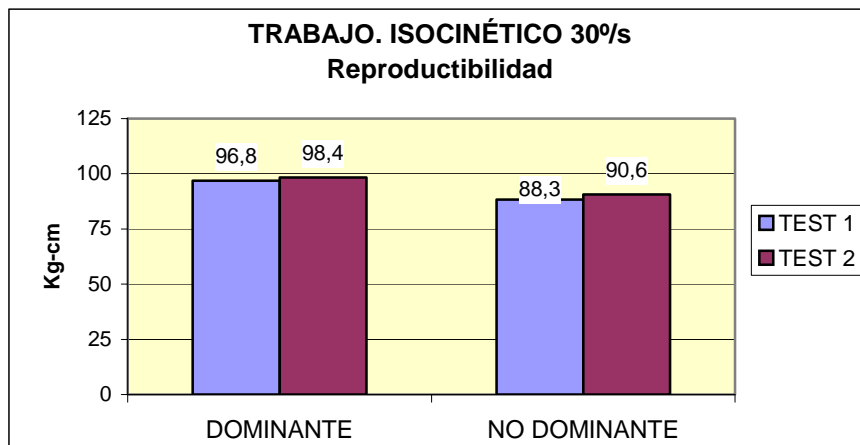


Figura 40. Reproducibilidad de los valores de Trabajo en isocinético en 30°/s

4.1.3 Fuerza de prensión isocinética en velocidad media (60°/s)

Siguiendo el mismo criterio expositivo que el utilizado en el apartado anterior, las tablas 16 y 17 recogen en nivel de correlación para los mismos parámetros y considerando de forma independiente ambas manos.

DOMINANTE	F. MÁXIMA	F. PROMEDIO	TRABAJO	POSICIÓN PICO
TEST 1	33,3	31,4	84,5	5,91
TEST 2	33,1	31,1	85	6,02
Coef. Pearson	0,825	0,822	0,866	0,759
Nivel Significación	0,01	0,01	0,01	0,01

Tabla 14. Reproducibilidad en prensión isocinética en 60°/s. en mano dominante. Análisis de la correlación entre los valores de fuerza máxima, fuerza promedio, trabajo y posición del pico de fuerza obtenidos en cada uno de los dos tests.

NO DOMINANTE	F. MÁXIMA	F. PROMEDIO	TRABAJO	POSICIÓN PICO
TEST 1	29,8	28,1	76,2	6,00
TEST 2	30,6	28,9	79,2	6,00
Coef. Pearson	0,905	0,901	0,904	0,786
Nivel Significación	0,01	0,01	0,01	0,01

Tabla 15. Reproducibilidad en prensión isocinética en 60°/s. en mano no-dominante. Análisis de la correlación entre los valores de fuerza máxima, fuerza promedio, trabajo y posición del pico de fuerza obtenidos en cada uno de los dos tests.

Las Figuras 39 y 40 muestran la alta consistencia de las medidas de Fuerza Máxima y Trabajo en este tipo de prensión

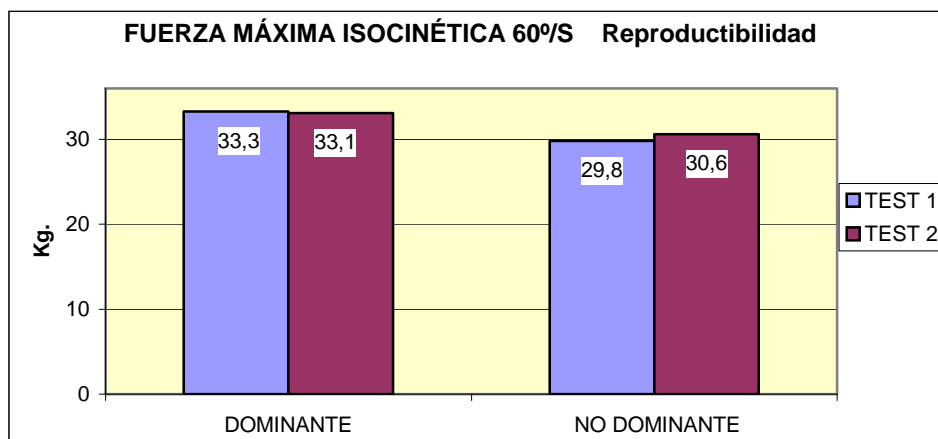


Figura 41. Reproducibilidad de los valores de Fuerza Máxima Isocinética en 60°/s. para ambas manos.

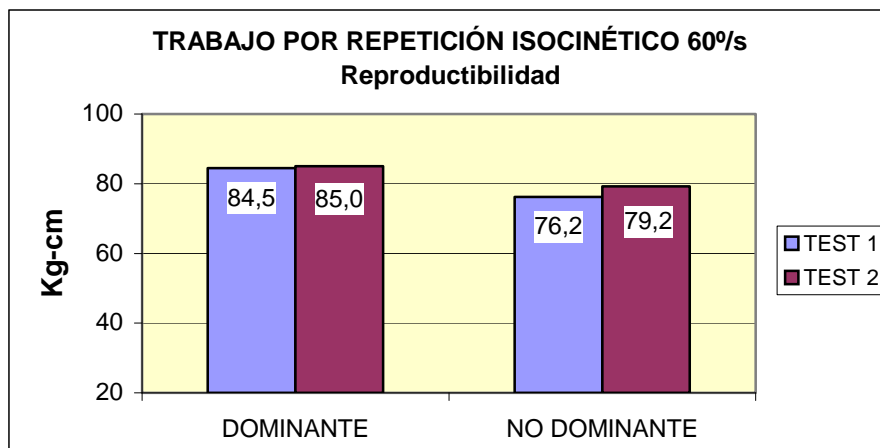


Figura 42. Reproducibilidad test-retest de los valores de Trabajo en 60°/s. para ambas manos.

El análisis comparativo de los valores medios de Fuerza Máxima y Fuerza Promedio, tanto en 30°/s como en 60°/s, evidencia que las diferencias entre las medias del test y del retest son, todas ellas, inferiores a 3,9% (Tabla 18).

	TEST 1	TEST 2	Dif. Medias
PUÑO ISOCINETICO 30°/s			
ISOC 30 F. MAX. DOM	36,2	37,1	-2,6
ISOC. 30 F. MAX. NO DOM.	32,7	33,2	-1,6
ISOC 30 F. PROM DOM	34,3	34,7	-1,2
ISOC. 30 F. PROM. NO DOM.	30,9	31,7	-2,4
ISOC 30 TRABAJO DOM	96,8	98,4	-1,6
ISOC. 30 TRABAJO NO DOM.	88,3	90,6	-2,6
PUÑO ISOCINETICO 60°/s			
ISOC 60 F. MAX. DOM	33,3	33,1	0,7
ISOC. 60 F. MAX. NO DOM.	29,8	30,6	-2,8
ISOC 60 F. PROM DOM	31,4	31,1	1,0
ISOC. 60 F. PROM. NO DOM.	28,1	28,9	-3,0
ISOC 60 TRABAJO DOM	84,5	85,0	-0,6
ISOC. 60 TRABAJO NO DOM.	76,2	79,2	-3,9

Tabla 16. Diferencia de medias en Presión Isocinética entre Test y Retest.

Del mismo modo, existe una clara correlación lineal entre las medidas obtenidas en los tests isocinéticos seriados (Figura 41)

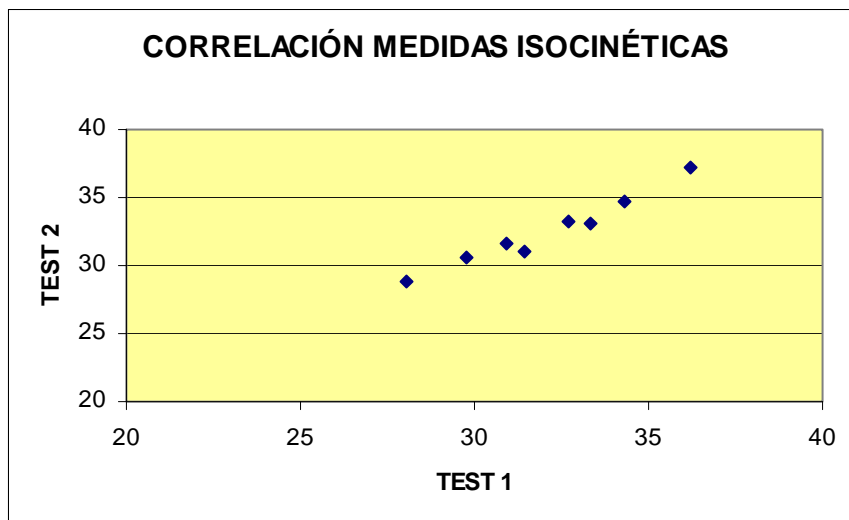


Figura 43. Correlación de las medidas de Fuerza Máxima y Fuerza Promedio en estudio isocinético a 30°/s y a 60°/s.

4.2 VALORES NORMALES DE FUERZA DE PRENSIÓN EN MANOS SANAS

4.2.1 Valores normales en prensión isométrica

La Tabla 19 y la Figura 42 muestran los valores normales obtenidos en el conjunto de las 500 manos estudiadas.

	Pos I	Pos II	Pos III	Pos IV	Pos V	Promedio
Media aritmética	28,1	38,8	35,9	31,0	25,6	31,9
Máximo	48,6	69,6	62,2	60,1	54,3	53,4
Mínimo	9,4	17,1	13,4	9,3	6,7	12,3
Desv. Standard	8,25	10,91	10,02	9,33	8,06	8,79

Tabla 17. Valores normales en prensión isométrica. Se detallan los valores normales para cada una de las cinco posiciones del dinamómetro (expresadas en Kg.) así como el valor de Fuerza Promedio de las cinco posiciones.

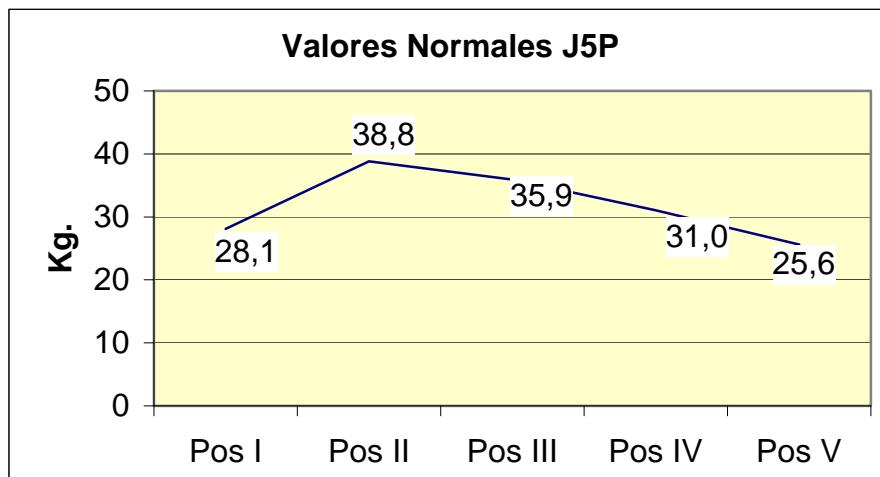


Figura 44. Curva Fuerza-Posición en población sana.

La curva J5P tiene su máximo en posiciones II o III del dinamómetro Jamar en el 98% de los casos (Figura 43). En ningún caso el máximo se localiza en la Posición V.

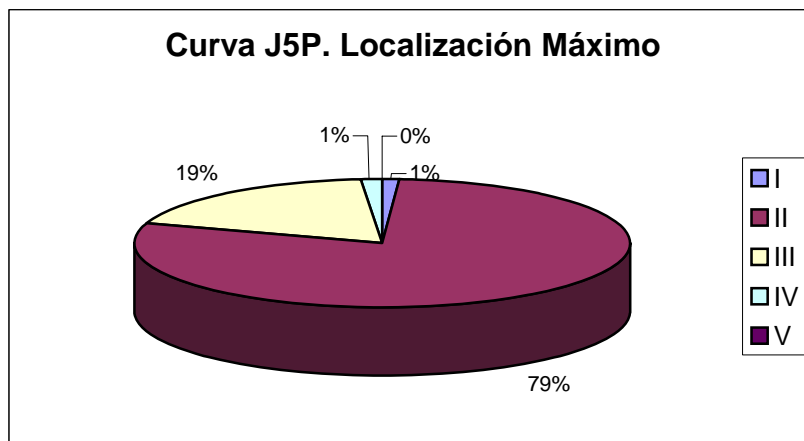


Figura 45. Localización del máximo en la curva J5P

4.2.2 Valores normales en prensión isocinética

La Fuerza Máxima en isocinético obtiene valores más altos en velocidad de 30°/s que en velocidad de 60°/s (Tabla 20 y Figura 44).

	30°/s	60°/s
Media	39,1	35,4
Máximo	63,4	62,6
Mínimo	4,9	12,1
Desv. Stand.	10,5	10,4

Tabla 18. Valores de Fuerza Máxima Isocinética (expresada en Kg.) en 30°/s y 60°/s

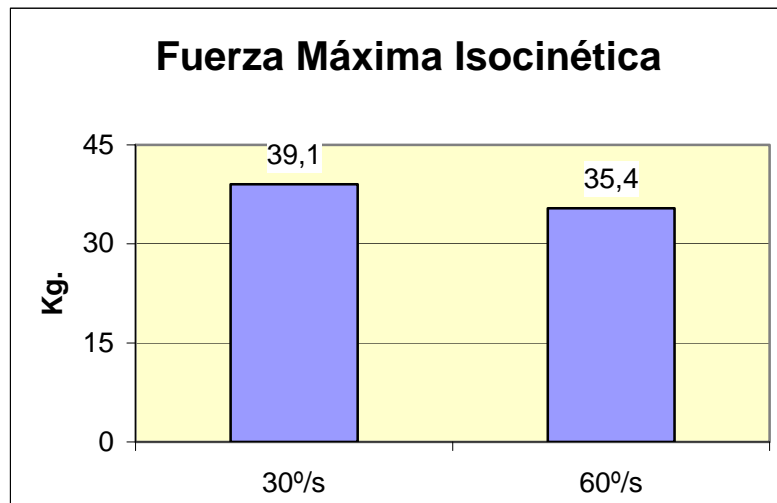


Figura 46. Fuerza Máxima Isocinética en distintas velocidades.

El parámetro Trabajo por Repetición es igualmente más alto en la prensión realizada en velocidad baja (Tabla 21 y Figura 45).

	30°/s	60°/s
Media	98,7	86,1
Máximo	152,2	153,4
Mínimo	5,5	25,8
Desv. Stand.	25,08	25,8

Tabla 19. Trabajo por Repetición en 30°/s y 60°/s

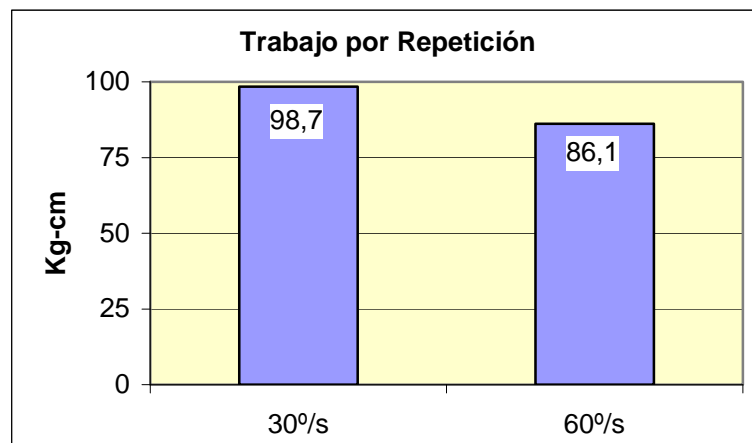


Figura 47. Trabajo por Repetición en Isocinético en distintas velocidades

4.3 INFLUENCIA DE LA DOMINANCIA

Las dos series establecidas en función de la dominancia son muy homogéneas en lo que hace referencia a la distribución de sexo, edad y presencia de personas zurdas (Tabla 22)

	DOM	NO DOM
EDAD	36,8 a.	37,6 a.
MUJERES	29,60%	29,50%
ZURDOS	4,30%	6,10%

Tabla 20. Características de las series en función de la dominancia

4.3.1 Prensión Isométrica y Dominancia.

La Tabla 23 muestra los valores de Fuerza Máxima Isométrica obtenidos en cada una de las posiciones del dinamómetro para manos Dominantes y No Dominantes. Se registran valores más altos en la mano Dominante y según el test de Mann-Whitney son diferencias significativas para todas las variables consideradas ($p < 0.000$).

El valor medio de los valores entre las cinco posiciones es de 33,9 Kg. para las manos dominantes y de 30,3 Kg. para las no-dominantes (10,6% inferior a la dominante).

LADO		ISOM1	ISOM2	ISOM3	ISOM4	ISOM5	ISOM. PROM.
NO DOM	Media	26,219	37,039	34,276	29,644	24,341	30,304
	Desv. Tip.	7,732	10,725	9,955	9,455	8,135	8,658
DOM	Media	30,592	41,098	38,034	32,765	27,256	33,95
	Desv. Tip.	8,26	10,741	9,731	8,877	7,678	8,545
Total	Media	28,1	38,784	35,892	30,986	25,595	31,872
	Desv. Tip.	8,245	10,909	10,024	9,331	8,064	8,789

Tabla 21. Influencia de la "dominancia" en la Fuerza de Prensión en test isométrico. Se detallan los valores de Fuerza Máxima (expresados en Kg.) para cada una de las posiciones y el valor promedio entre las cinco posiciones.

Las diferencias porcentuales para cada una de las posiciones son de 14,7%, 9,7%, 10%, 9,4% y 10,6%, respectivamente para las posiciones de I a V (Figura 46).

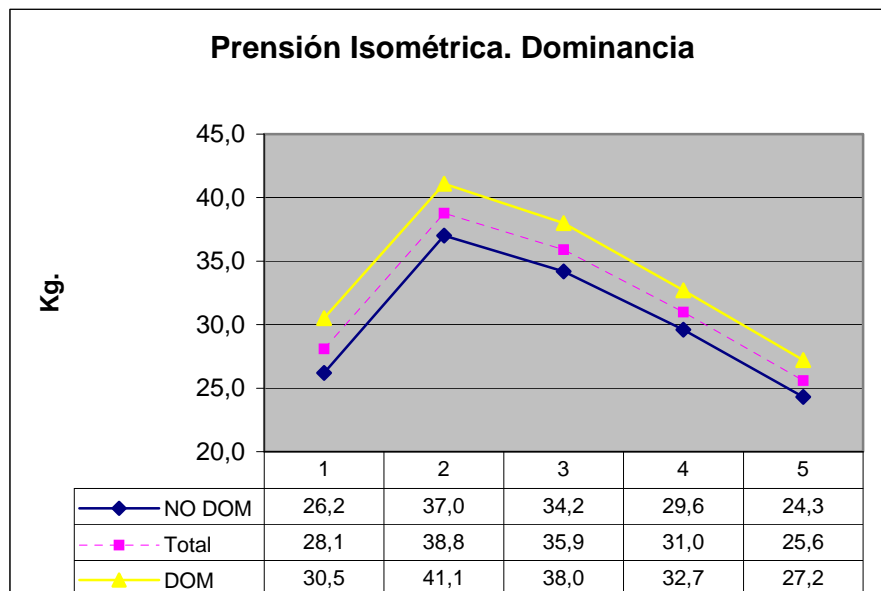


Figura 48. Curva J5P en mano dominante y no dominante. Con línea de puntos se representa la distribución en el total de la población estudiada.

Asimismo la localización del ápex de esta curva es similar en ambas series. En las manos dominantes el 97,7% se localiza en posiciones II o III, mientras que en las no-dominantes este hecho se da en el 98,1%.

4.3.2 Presión Isocinética y Dominancia.

Los valores de Fuerza Máxima Isocinética son más altos en la mano dominante que en la no-dominante (Tabla 24). En 30°/s, la diferencia porcentual es de 10,3% y en isocinético a 60°/s la diferencia es de 11,9% (Figura 47).

Identica circunstancia ocurre con los valores de Trabajo por Repetición que, tanto en 30°/s como en 60°/s, son un 9,1% más bajos en la mano no-dominante (Figura 48).

LADO		ISOC 30 F.MAX	ISOC 30 T	ISOC 60 F.MAX	ISOC 60 T
NO DOM	Media	37,195	94,532	33,372	82,337
	Desv. Típ.	10,734	25,352	10,145	25,294
DOM	Media	41,474	104,03	37,853	90,773
	Desv. Típ.	9,807	23,735	10,273	25,736
Total	Media	39,059	98,67	35,375	86,107
	Desv. Típ.	10,544	25,079	10,43	25,801

Tabla 22. Analisis de la influencia del factor "dominancia" en la fuerza de prensión en test isocinético. Se describen los valores de Fuerza Máxima Isocinética (expresado en Kg.) en las dos velocidades estudiadas (ISOC 30 F. MAX. e ISOC 60 F. MAX.) así como los valores de Trabajo por Repetición (expresado en Kg-cm) en ambas velocidades (ISOC 30 T. e ISOC 60 T.)

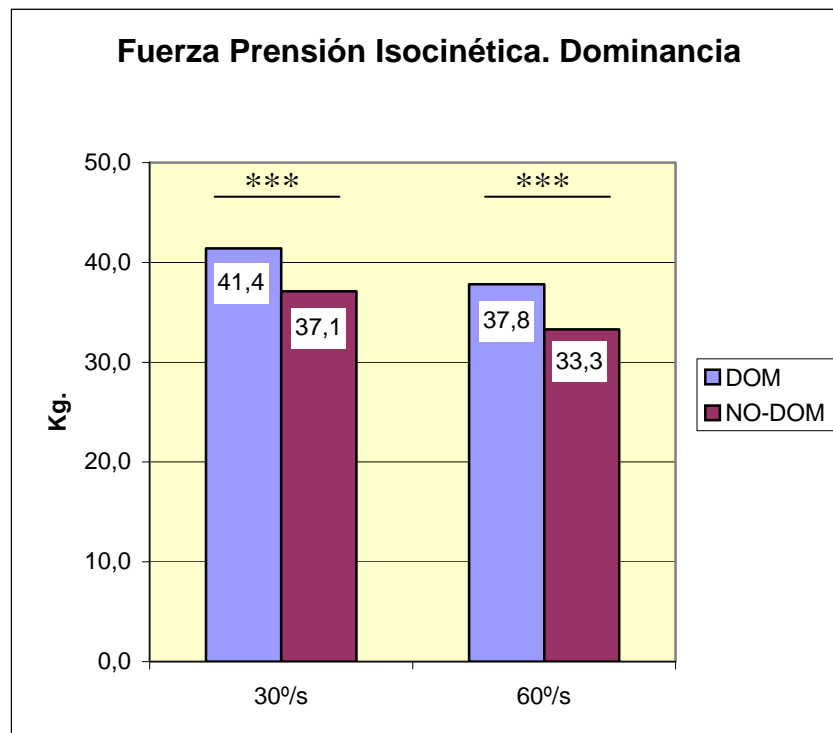


Figura 49. Fuerza Máxima Isocinética en función de la dominancia. Se encuentran diferencias significativas en ambos casos. *** : $p < 0.000$

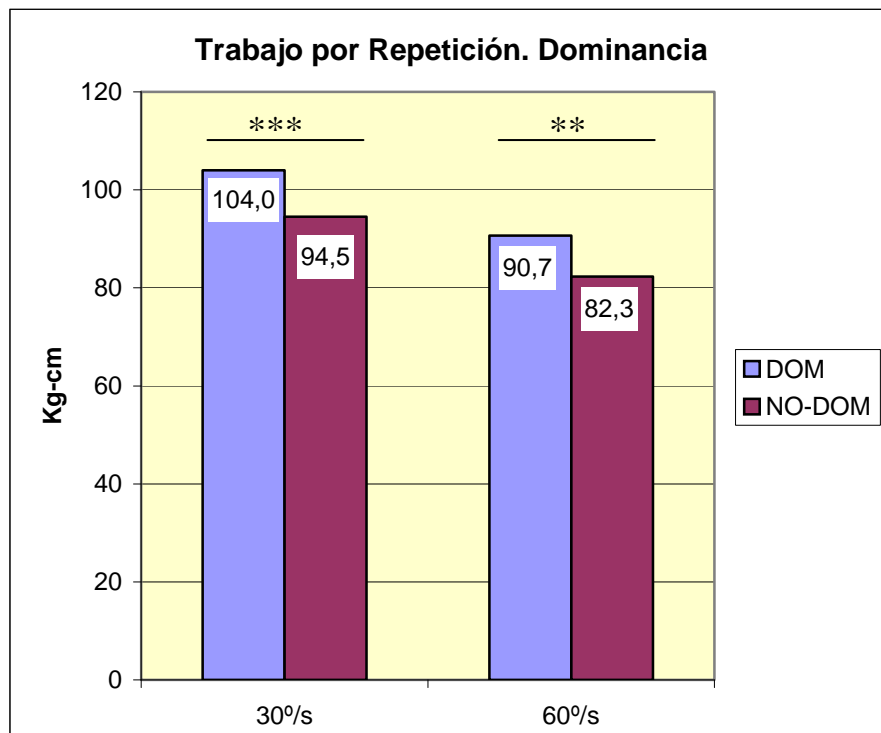


Figura 50. Trabajo por Repetición en función de la dominancia. Se recoge la significación estadística. *** : $p < 0.000$. ** : $0.05 > p < 0,001$

El análisis estadístico realizando el test de U de Mann-Whitney evidencia que hay diferencias significativas en todas las variables en estudio ($p < 0.000$), en el Trabajo por Repetición a 60°/s ($p < 0.004$), con valores más altos en la mano dominante.

4.4 INFLUENCIA DEL SEXO

Las dos series establecidas en función de la dominancia son muy homogéneas en lo que hace referencia a la distribución de edad y lateralidad (Tabla 25)

	Varón	Hembra
Edad	37,3	37,3
Derecha	44,3%	39,8%

Tabla 23. Características de edad y lateralidad en el grupo de hombres y mujeres

4.4.1 Prensión Isométrica en función del sexo.

Los valores de Fuerza Máxima Promedio entre las cinco posiciones del dinamómetro son más elevados en los varones que en las mujeres, con una diferencia porcentual de 39,6% (36,1 Kg. el varón y 21,8 Kg. en hembra) (Tabla 26).

La gráfica fuerza-posición evidencia claramente esta tendencia para todas las posiciones del dinamómetro. Las diferencias porcentuales para cada una de las cinco posiciones son, respectivamente, 35,6%, 38,3%, 39,4%, 41,8% y 43% (Figura 49).

SEXO		ISOM1	ISOM2	ISOM3	ISOM4	ISOM5	ISOM. PROM.
Hombre	Media	31,413	43,763	40,636	35,365	29,341	36,104
	Desv. Tip.	6,993	8,579	7,505	7,010	6,099	6,423
Mujer	Media	20,218	26,943	24,609	20,570	16,683	21,805
	Desv. Tip.	5,022	5,262	4,955	4,807	4,286	4,340
Total	Media	28,100	38,784	35,892	30,986	25,595	31,872
	Desv. Tip.	8,246	10,909	10,024	9,331	8,064	8,789

Tabla 24. Influencia del factor "sexo" en los diversos parámetros de Fuerza Isométrica de Prensión. Se detallan los valores de Fuerza Máxima (expresados en Kg.) para cada una de las posiciones y el valor promedio entre las cinco posiciones.

No existen diferencias en la localización del máximo de la gráfica. En ambas series la inmensa mayoría de los casos tienen su ápex en posiciones II ó III (98% en los varones y 96,5% en las hembras)

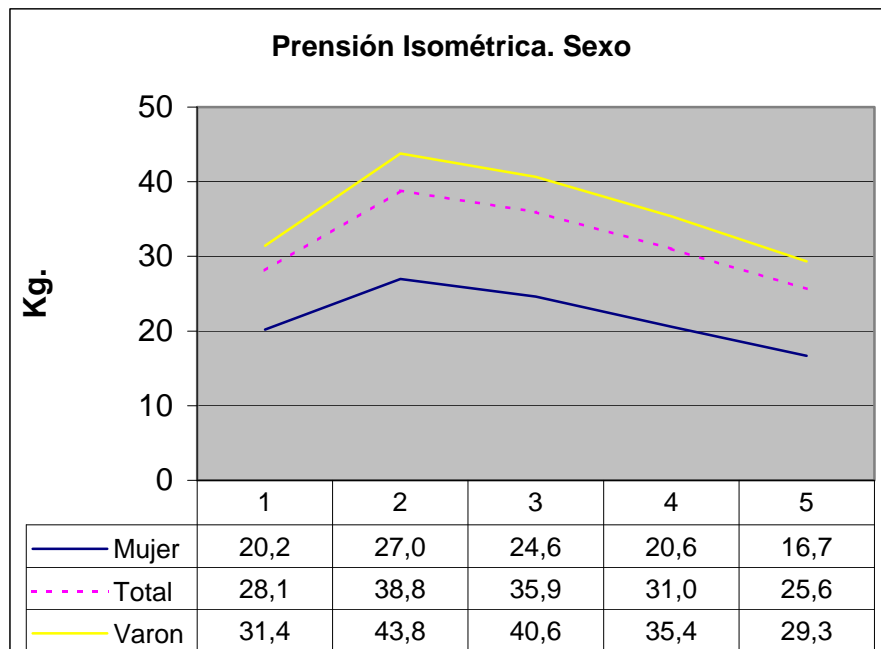


Figura 51. Gráfica Fuerza-Posición en varones y hembras. La línea punteada corresponde a los valores del total de la serie.

4.4.2 Prensión Isocinética en función del sexo.

Los valores de Fuerza Máxima Isocinética son más altos en hombres que en mujeres al igual que ocurre con los valores de Trabajo por Repetición (Tabla 27).

SEXO		ISOC 30 F.MAX	ISOC 30 T	ISOC 60 F.MAX	ISOC 60 T
Hombre	Media	44,077	109,495	40,053	96,438
	Desv. Típ.	7,987	20,575	8,478	22,747
Mujer	Media	27,739	74,253	24,993	63,179
	Desv. Típ.	5,749	15,250	5,860	15,266
Total	Media	39,059	98,670	35,375	86,107
	Desv. Típ.	10,545	25,080	10,430	25,802

Tabla 25. Influencia del factor "sexo" en los tests de prensión en isocinético. Se describen los valores de Fuerza Máxima Isocinética (expresado en Kg.) en las dos velocidades estudiadas (ISOC 30 F. MAX. e ISOC 60 F. MAX.) así como los valores de Trabajo por Repetición (expresado en Kg-cm) en ambas velocidades (ISOC 30 T. e ISOC 60 T.)

En el caso de la Fuerza Máxima Isocinética la diferencia porcentual en función del sexo es de 37%, tanto en 30°/s como en 60°/s (Figura 50). La diferencia porcentual en el Trabajo por Repetición es de 31,9% en el tests en 30°/s y de 34,4% para la prueba en 60°/s (Figura 51).

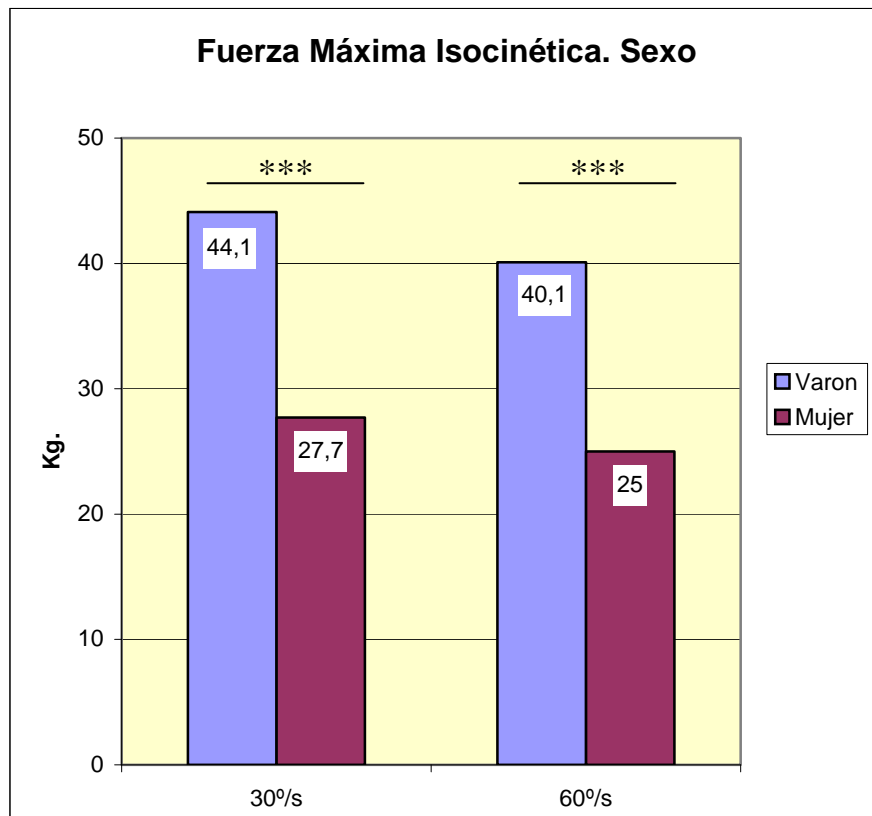


Figura 52. Influencia del sexo sobre la Fuerza Máxima Isocinética. Se representan los valores, expresados en Kg., para ambas velocidades de trabajo. Se encuentran diferencias significativas en ambos casos. *** : $p < 0.000$

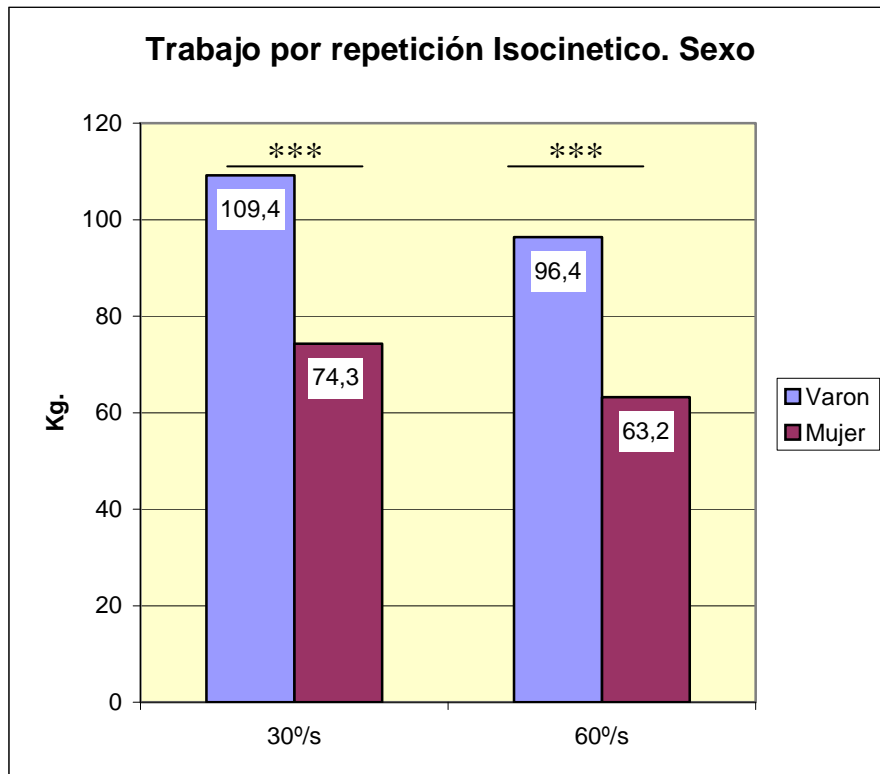


Figura 53. Diferencias en el Trabajo por repetición en función del sexo. Se detallan los valores, expresados en Kg-cm, para ambas velocidades de trabajo y en ambos sexos. Se encuentran diferencias significativas en ambos casos. *** : $p < 0.000$

Según el test de T de student existen diferencias significativas ($p < 0.000$) en todas las variables, teniendo valores mayores el hombre.

Según el test de U Mann-Whitney hay diferencias significativas ($p < 0.000$) en ISOC30FMAX y ISOC30T.

4.5 INFLUENCIA DE LA EDAD

Se establecen seis grupos de edad, correspondientes a cada década de la vida y se recogen los valores de fuerza de prensión tanto en isométrico como en isocinético, en cada uno de ellos.

4.5.1 Prensión Isométrica y Edad

Los valores de Fuerza Máxima obtenidos en cada una de las posiciones del dinamómetro y para cada grupo etario se recogen en la Tabla 28.

	n	Pos. I	Pos. II	Pos III	Pos. IV	Pos. V
Inf. 19	10	32,4	41,9	38,2	34,1	28,9
20 - 29	143	28,7	39,1	36,2	31,4	25,9
30 - 39	156	28,5	39,5	36,6	31,6	25,7
40 - 49	104	28,2	39,2	36,2	31,3	25,9
50 - 59	73	25,6	35,6	33,3	28,5	24,1
Sup. 60	14	27,4	38,0	33,7	28,6	24,8

Tabla 26. Valores de Fuerza Máxima Isométrica para cada grupo etario.

A fin de obtener datos comparativos entre cada uno de los grupos de edad establecidos se desestiman los grupos extremos en razón del escaso número de sujetos que los integran.

El perfil de la gráfica J5P para cada uno de los cuatro grupos de edad analizados muestra claramente como la fuerza desarrollada no se modifica sustancialmente entre los 20 y los 49 años de edad. Por el

contrario, descendiendo ostensiblemente en la 6ª década de la vida (Figura 52).

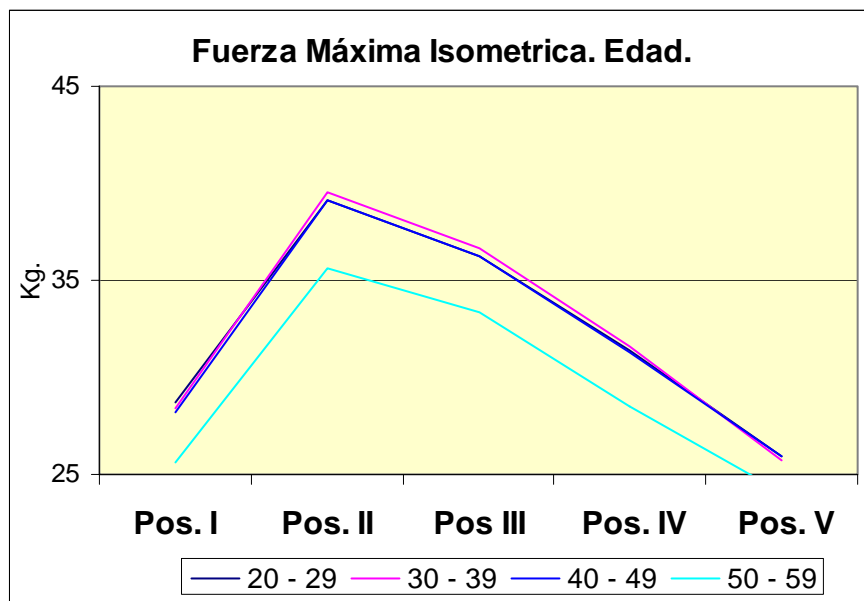


Figura 54. Gráfica J5P en función de la edad. La morfología de la curva J5P es superponible en los grupos de edad estimados entre 20 y 49 años.

Similar conclusión obtenemos si tomamos como referencia el valor promedio entre las cinco posiciones del dinamómetro. Este parámetro es muy constante entre los 20 y los 49 años de edad y descendiende de forma relevante hasta los 59 años (Figura 53).

El análisis estadístico aplicando el test de U de Mann-Whitney mostro ausencia de significación en las diferencias encontradas entre los 20 y los 49 años de edad. Hay significación para las diferencias encontradas entre los grupos estimados por debajo de 49 años y el grupo de 50 a 59 años ($p < 0,01$).

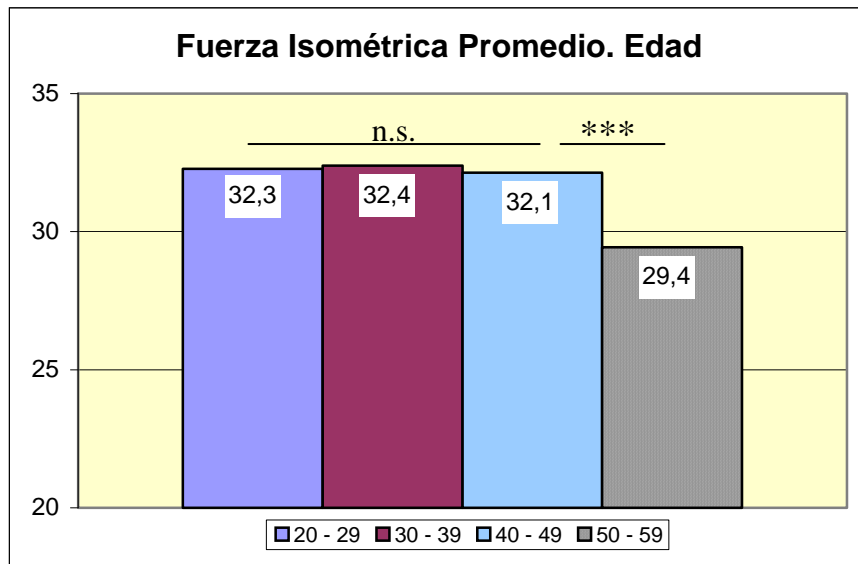


Figura 55. Comportamiento de la Fuerza Isométrica Promedio en cada grupo de edad. Significación; n.s.: no significativo. *** $p < 0,001$

4.5.2 Preensión Isocinética y Edad

Se analiza el comportamiento de los valores de Fuerza Máxima Isocinética y de Trabajo por Repetición en las dos velocidades estudiadas y para los cuatro grupos etarios considerados.

Los valores no muestran diferencias significativas entre los 20 y los 49 años de edad, pero descienden notablemente en el grupo de la 6ª década de la vida (Figuras 54, 55, 56 y 57).

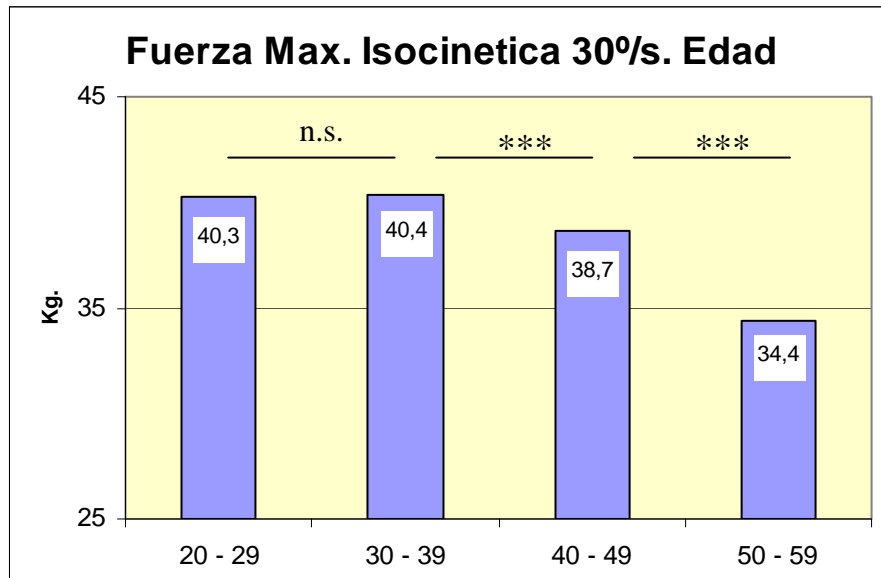


Figura 56. Fuerza Máxima Isocinética en 30°/s. en función de la edad.
Significación; n.s.: no significativo. *** $p < 0,001$.

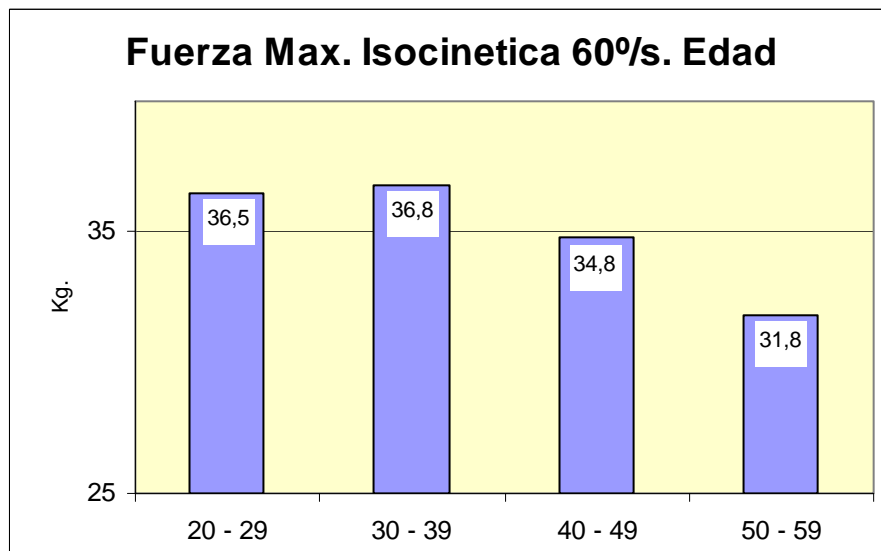


Figura 57. Fuerza Máxima Isocinética en 60°/s. en función de la edad.
Significación; n.s.: no significativo. *** $p < 0,001$.

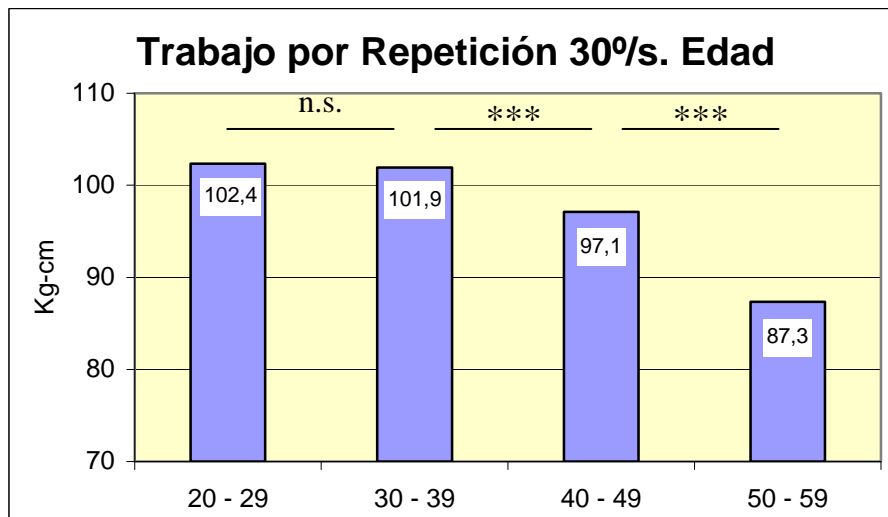


Figura 58. Trabajo por Repetición en 30%/s. en función de la edad.
Significación; n.s.: no significativo. *** $p < 0,001$.

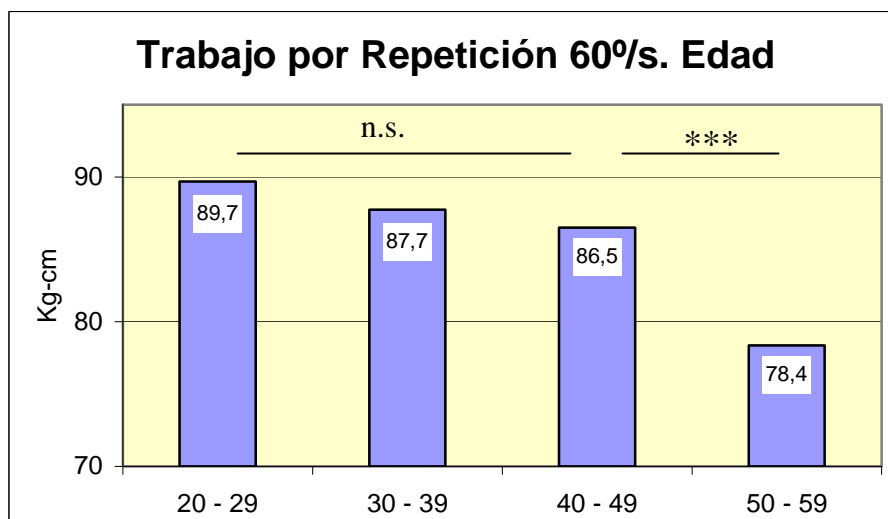


Figura 59. Trabajo por Repetición en 60%/s. en función de la edad.

4.6 ESTABLECIMIENTO DE RANGOS DE NORMALIDAD EN FUNCIÓN DE SEXO Y DOMINANCIA

Con los datos obtenidos del estudio de prensión isocinética hemos establecido unos rangos de normalidad estimando los percentiles 5, 10, 25, 50, 75, 90 y 95 para los parametros de Fuerza Máxima Isocinética y Trabajo por Repetición para las dos velocidades consideradas en el estudio.

4.6.1 Distribución de los valores de Fuerza Máxima Isocinética en percentiles

La Tabla 29 muestra los valores de Fuerza Máxima Isocinética, tanto en 30°/s como 60°/s., para las variables de dominancia y sexo distribuidos en los percentiles 5, 10, 25, 50, 75, 90 y 95.

	p5	p10	p25	p50	p75	p90	p95
F. Máx. ISOC 30 hombre	30,6	33,2	39,1	44,6	48,9	54,1	57,5
F. Máx. ISOC 30 mujer	17,3	20,2	24,6	27,3	31,5	34,5	37,3
F. Máx. ISOC 30 dominante	24,6	27,1	33,2	43,7	48,2	53,9	58,0
F. Máx. ISOC 30 no-dominante	19,8	23,3	27,8	37,4	44,8	50,2	52,4
F. Máx. ISOC 60 hombre	26,5	29,2	35,1	40,7	45,5	50,4	55,0
F. Máx. ISOC 60 mujer	14,4	16,2	21,5	25,5	28,2	31,7	33,5
F. Máx. ISOC 60 dominante	21,9	24,0	29,3	37,8	44,1	50,5	56,8
F. Máx. ISOC 60 no-dominante	15,7	19,5	25,8	33,5	41,6	46,9	48,7

Tabla 27. Percentiles de los valores de Fuerza Máxima Isocinetica e 30°/s y 60°/s para las variables sexo y dominancia. Valores expresados en Kg.

Las figuras 58 y 59 muestran los valores extremos de la población normal, delimitados por los percentiles 5 y 95, para el test de prensión en isocinético a 30°/s y 60°/s, respectivamente, según las variables consideradas.

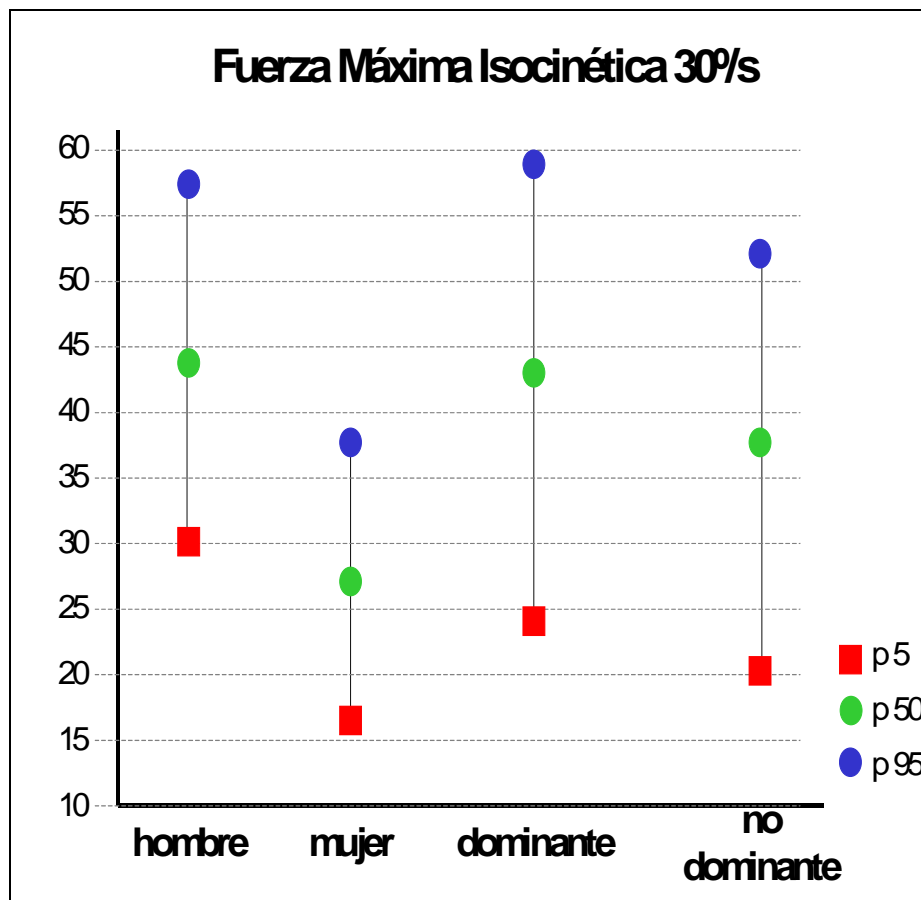


Figura 60. Rangos de normalidad de la Fuerza Máxima Isocinética a 30°/s., en función de sexo y dominancia, delimitados por los percentiles 5 y 95.

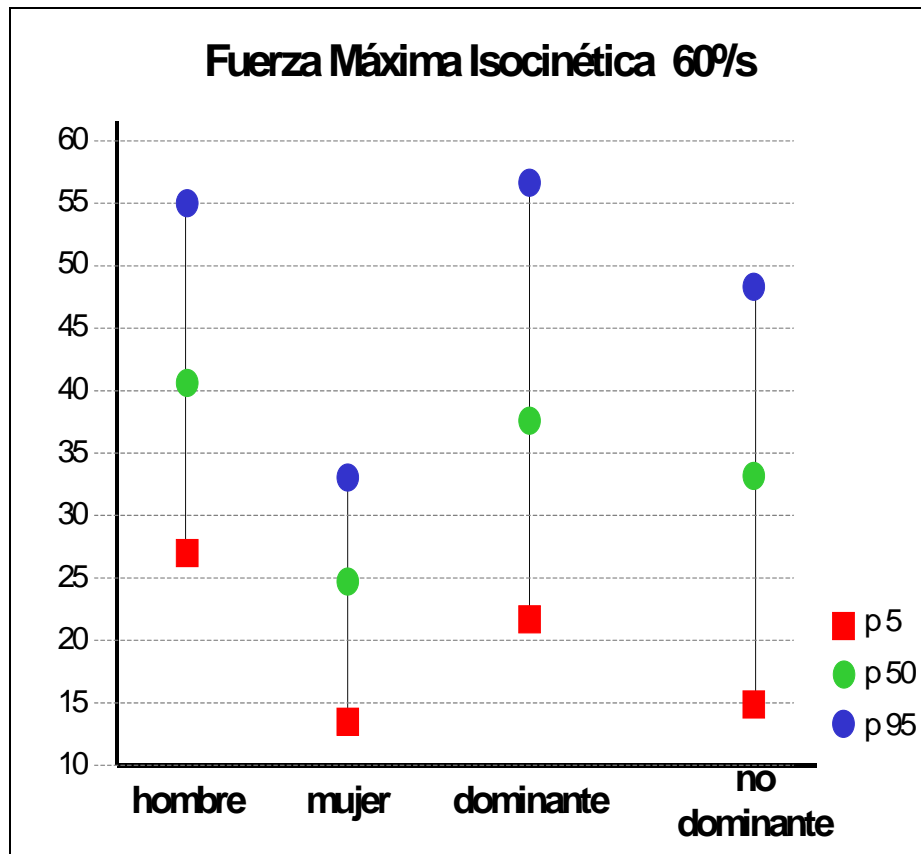


Figura 61. Rangos de normalidad de la Fuerza Máxima Isocinética a 60°/s., en función de sexo y dominancia, delimitados por los percentiles 5 y 95

4.6.2 Distribución de los valores de Trabajo por Repetición en percentiles

La Tabla 30 muestra los valores de Trabajo por Repetición, tanto en 30°/s como 60°/s., para las variables de dominancia y sexo distribuidos en los percentiles 5, 10, 25, 50, 75, 90 y 95.

	p5	p10	p25	p50	p75	p90	p95
Trab. Repet. 30 hombre	74,8	85,4	99,3	112,2	122,6	132,4	138,7
Trab. Repet. 30 mujer	48,3	57,2	66,0	75,5	85,1	93,3	98,1
Trab. Repet. 30 dominante	65,3	74,3	86,7	107,2	122,0	134,2	139,6
Trab. Repet. 30 no-dominante	56,4	63,7	75,1	97,2	113,5	125,2	127,5
Trab. Repet. 60 hombre	62,3	71,1	84,7	99,8	112,4	123,3	132,8
Trab. Repet. 60 mujer	38,2	44,2	51,9	64,1	73,0	83,2	84,8
Trab. Repet. 60 dominante	48,5	57,5	72,6	89,5	109,7	124,3	136,8
Trab. Repet 60 no-dominante	44,1	50,5	66,3	84,1	105,6	116,2	120,5

Tabla 28. Percentiles de los valores de Trabajo por Repetición e 30°/s y 60°/s para las variables sexo y dominancia. Valores expresados en Kg-cm.

Las figuras 60 y 61 muestran los valores extremos de la población normal, delimitados por los percentiles 5 y 95, para el test

de prensión en isocinético a 30°/s y 60°/s, respectivamente, según las variables consideradas.

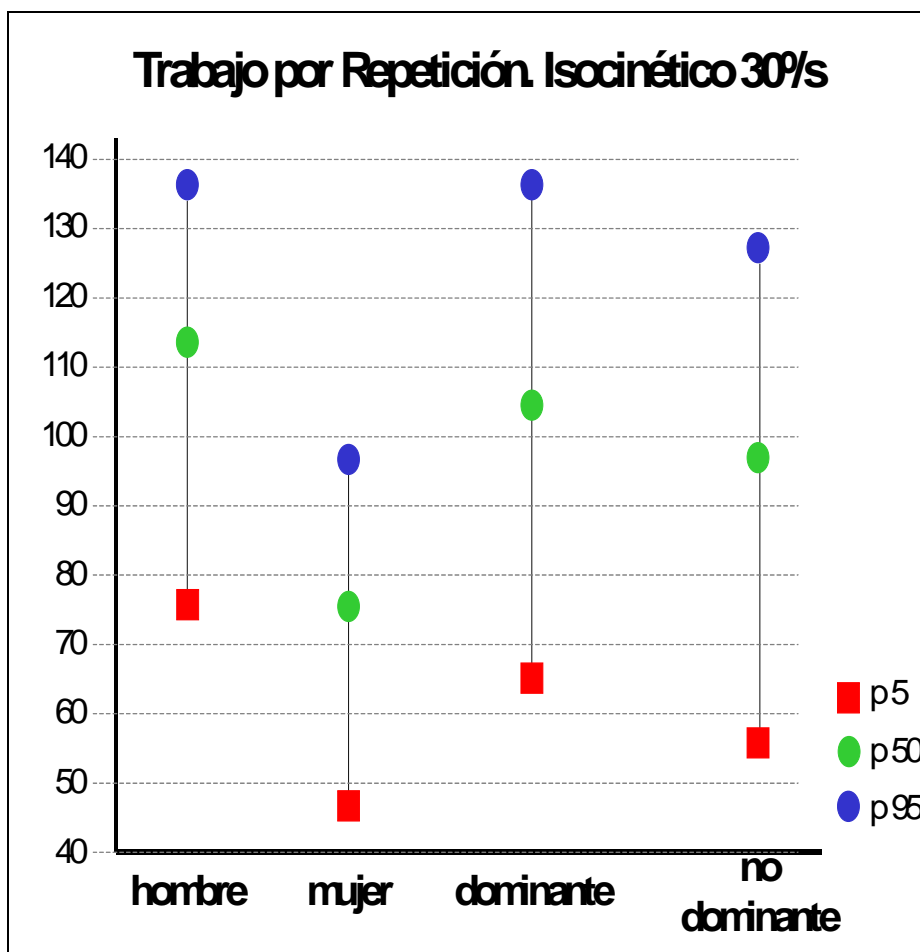


Figura 62. Rangos de normalidad del Trabajo por Repetición a 30°/s., en función de sexo y dominancia, delimitados por los percentiles 5 y 95.

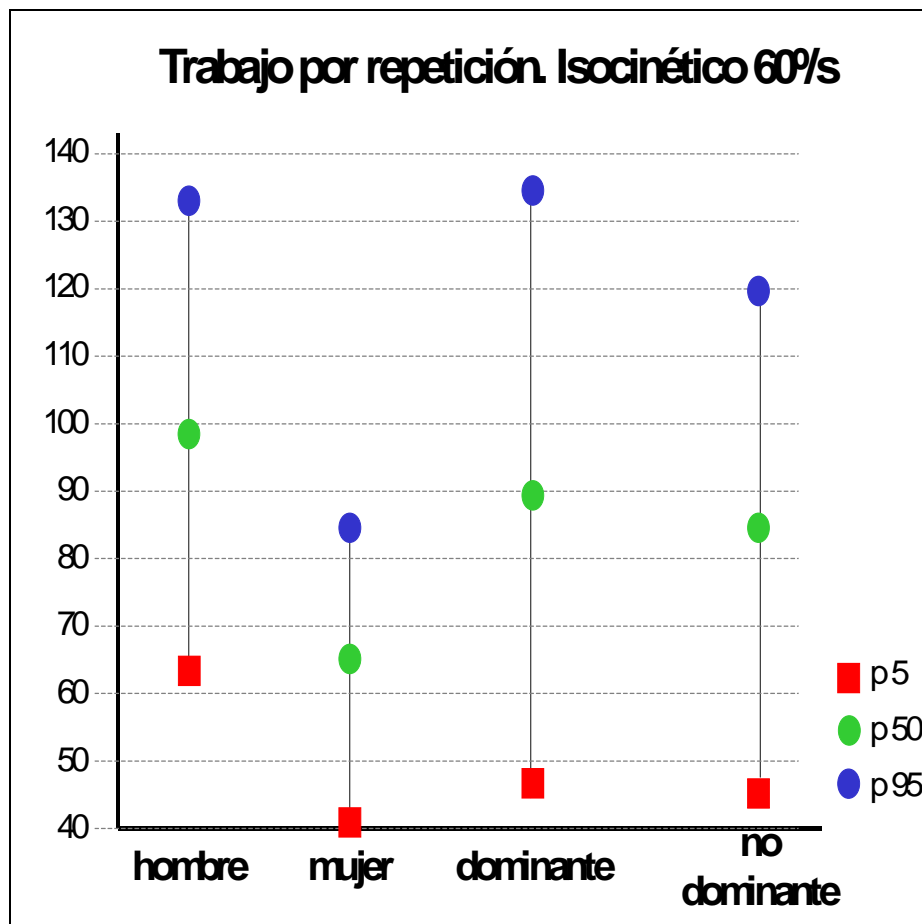


Figura 63. Rangos de normalidad de la Fuerza Máxima Isocinética a 60°/s., en función de sexo y dominancia, delimitados por los percentiles 5 y 95

4.7 RELACIÓN ENTRE VALORES DE FUERZA DE PRENSIÓN ISOMÉTRICA Y DE FUERZA DE PRENSIÓN ISOCINÉTICA.

Se analizan los resultados en el grupo de 321 manos que han realizado el protocolo completo de estudio, tanto en prensión isométrica como en prensión isocinética a 30°/s y a 60°/s.

Este grupo es absolutamente representativo del total de la población estudiada.

		Total	Completo
Tets /Parametro		500	321
ISOM	Pos I	28,1	27,7
	Pos II	38,8	37,9
	Pos III	35,9	35,0
	Pos IV	31	30,1
	Pos V	25,6	24,8
ISOC	F. Máx	39,1	38,4
	Trabajo	98,7	98,5
ISOC	F. Máx.	35,4	35,0
	Trabajo	86,1	86,7

Tabla 29. Homogeneidad entre el grupo con protocolo completo y el total de la población.

Los valores promedio de cada parámetro en este conjunto muestran unas mínimas diferencias con respecto al total de la población previamente analizada (Tabla 29)

Tomando en cada caso el valor de fuerza máxima alcanzada en cada test se observa que no existen diferencias relevantes entre los valores de fuerza máxima desarrollada en isométrico y en isocinético en baja velocidad. Por el contrario, los valores de fuerza máxima en isocinético en velocidad media muestran un descenso porcentual en torno a un 10% (Figura 58)

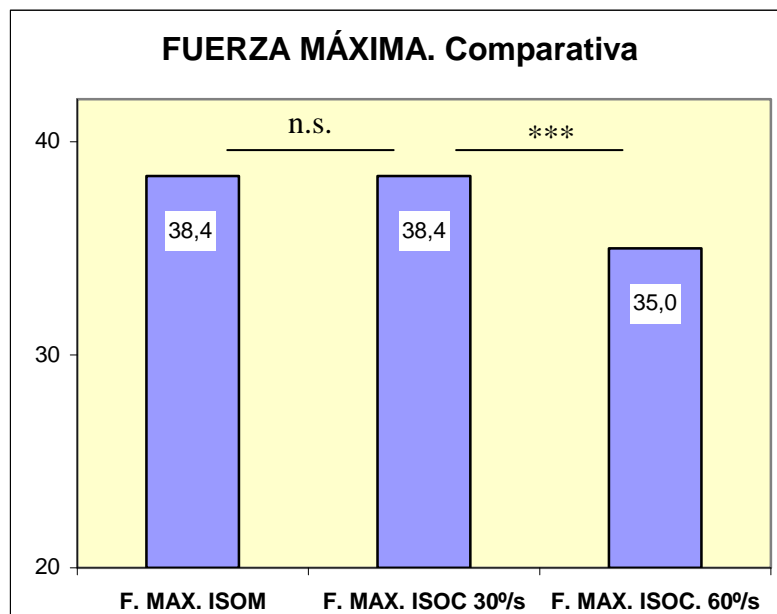


Figura 64. Estudio comparativo entre Fuerza Máxima en distintas formas de prensión. Significación: n.s.: diferencias no significativas. ***: $p < 0,001$

En esta serie los valores de Fuerza Máxima Isocinética y Trabajo por Repetición en 30°/s obtienen valores promedio más elevados que en velocidad de 60°/s (Figura 59).

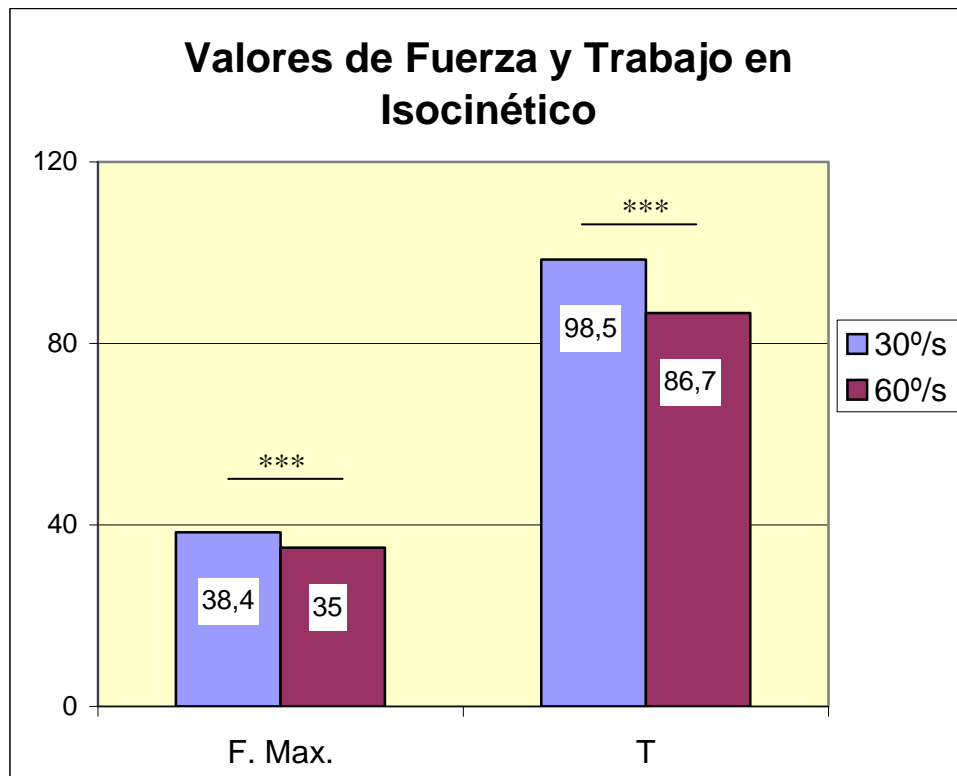


Figura 65. Diferencias entre los valores de Fuerza y Trabajo en Isocinetico a 30°/s y 60°/s. Diferencias significativas: *** : $p < 0,001$

DISCUSIÓN

5.- DISCUSIÓN

En primer lugar es muy importante precisar la ubicación que los estudios dinamométricos de prensión deben ocupar en la práctica clínica. Es una exploración complementaria, a nuestro juicio indispensable, en la valoración clínica de la mano neurológica^{20,65,71} traumática^{68,70} o reumática^{47,49,66,67}. Su importancia pericial es decisiva y es de destacar su ayuda en la monitorización del progreso del paciente durante el periodo de Rehabilitación^{10,15,42,63}.

Es una evaluación de función global de la mano y entendemos que debe incluirse de forma sistemática en los protocolos convencionales de valoración funcional.

Este capítulo se estructura siguiendo un orden similar al empleado en la redacción del trabajo. Así, se establece inicialmente una revisión crítica respecto a la metodología seguida en los dos estudios realizados, para posteriormente afrontar el debate en torno los resultados obtenidos.

5.1 ACERCA DE LA METODOLOGÍA

Analizamos los siguientes apartados por entender que tienen un especial significado en el desarrollo de la prueba:

- .- Dinamómetros utilizados: Jamar electrónico y Dexter.
- .- Posición para la realización de los tests de prensión.
- .- Criterios de validez de la prueba.

5.1.1 Dinamómetros utilizados.

Jamar . El estudio de Fuerza Isométrica de Prensión se ha realizado con el Dinamómetro Jamar ¹⁰, instrumento plenamente avalado desde hace décadas por la “American Society of Hand Therapists”⁸¹ y por el “Committee on Industrial Health and Rehabilitation of the California Medical Association”^{62,63}. Su versión mecánica es una herramienta de bajo coste, fácil utilización y alta reproductibilidad contrastada^{43,83,228}, reúne los requisitos necesarios que debe poseer un dinamómetro^{41,42}. Su alta fiabilidad, proporcionando medidas reproductibles ha quedado contrastada incluso en estudios realizados en muestras de personas con ciertas dificultades para la integración de esfuerzo máximo. Así, Bohannon y Schaubert²²⁹ estudian la fuerza de prensión isométrica mediante una prueba test-retest, en un grupo de 21 ancianos con una edad media de 75 años. Detallan una alta reproductibilidad con una correlación de 0,954 para la mano izquierda y de 0,912 para la mano derecha. Determinan el Error de la Medida en 15,8 newtons para la mano izquierda y 21,3 newtons para la mano derecha. Es la herramienta con la que se han realizado clásicamente las determinaciones de Fuerza de Prensión en población sana.

Dexter Hand Evaluation. La consistencia de las medidas realizadas con la versión electrónica del dispositivo Jamar incorporada en el “Dexter Hand Evaluation and Therapy System by Cedaron Medical Inc. (Davis, CA)”¹⁰⁷ ha sido corroborada tanto en poblaciones de sujetos sanos como en pacientes con manos lesionadas. Ballace⁸⁸ hace determinación de la Fuerza de Prensión en posición II, tanto con

dinamómetro Jamar mecánico como con Dexter, en una población de 62 sujetos sanos y voluntarios, con edades comprendidas entre 20 y 50 años. Establece una excelente reproductibilidad de las medidas con ambos dispositivos. Por su parte, Brown¹¹⁵ hace dinamometría con Dexter en un grupo de 30 pacientes que, al menos 3 meses antes, habían tenido una lesión en la mano y ratifica una muy buena reproductibilidad de la medida.

Se concluye por lo tanto la existencia de una sólida evidencia acerca de la consistencia de las medidas de prensión isométrica. No Por el contrario, no existen estudios acerca de la reproductibilidad y consistencia de las medidas de prensión en isocinético con el “Dexter Hand Evaluation”, circunstancia esta que se constituye en uno de los puntos de interés del presente trabajo y cuya discusión se afronta más adelante.

5.1.2 Respecto a la posición del sujeto.

La posición en que el sujeto realiza la prueba y el posicionamiento del miembro superior ha sido objeto de exhaustivos análisis en la literatura. Es un punto esencial en la validez y reproductibilidad de los estudios¹²⁹, muy especialmente para establecer valores normativos y para realizar evaluaciones repetidas a lo largo de la evolución de un paciente.

Hay un acuerdo universalmente aceptado en el sentido de realizar esta prueba siguiendo las recomendaciones de la “American Society for Surgery of the Hand” y de la “American Society of Hand Therapists” que precisa: individuo sentado, su hombro en aducción

pegado al cuerpo, con el codo en 90° de flexión y el antebrazo en una posición de rotación neutra⁸¹. Controlar esta posición durante la realización de la prueba es misión especialmente importante por parte del explorador y la dificultad reside en que los dinamómetros al uso, no permiten bloquear de forma rígida esta posición. Existe un cierto rango de movilidad del miembro superior mientras el paciente realiza el test, pero una adecuada supervisión por parte del explorador debe minimizarla.

5.1.3 Respecto al diseño del protocolo

La única forma de obtener mediciones homologables y comparables es diseñar protocolos de valoración similares a los empleados en estudios poblacionales previos. A lo largo del tiempo se han ido introduciendo modificaciones en estos protocolos a fin de eliminar sesgos en la medida y adaptarlos al nuevo desarrollo tecnológico.

Con la tecnología que actualmente disponemos se deben asociar tests de prensión isométrica y tests de prensión en isocinético. Los resultados en isométrico están más en correlación con las capacidades cotidianas del individuo y son los que permiten comparaciones estandarizadas con otros estudios, en razón de que se trata de un proceso clásico de evaluación. Por otro lado, la valoración isocinética nos permite acercarnos a la situación real de máxima capacidad de esfuerzo, circunstancia optima cuando se trata de valorar fuerza muscular.

Test isométrico. Entendemos que se debe realizar de forma sistemática la determinación de Fuerza Máxima de Prensión en las cinco posiciones del dinamómetro. Muchos autores utilizan y postulan realizar únicamente el estudio en posición II del dinamómetro Jamar⁴³. Realmente no hay justificación para ello pues se corre el riesgo de asociar un error ostensible en la medida como demostró Firrell¹⁰³ para aquellos sujetos que tienen su fuerza máxima en posiciones distintas a la posición II.

Un punto de consenso es el relativo al número de intentos que se deben realizar en cada una de las posiciones. Refrendamos la utilidad de realizar tres intentos en cada una de las posiciones, ya que nos permite tener una referencia de la consistencia del nivel de esfuerzo a través de la estimación de la dispersión entre los tres valores (coeficiente de variación, CV).

Una vez aceptada la realización de los tres intentos queda por decidir cual es el valor que se debe tomar en cuenta: ¿el valor máximo entre los tres intentos?, ¿el promedio de los tres valores?. Este es un punto en controversia. Hay una tendencia general para estimar el valor promedio entre los tres intentos^{81,128,129,152,153}. Nosotros somos partidarios de tomar en consideración el valor de la fuerza máxima alcanzada entre los tres intentos y lo hacemos en razón de que si estamos hablando de valorar la fuerza de prensión, nos parece lógico que debe ser el máximo valor registrado el que sea tomado en consideración. Este criterio es defendido por autores como Crosby¹³⁴ y Kellor¹⁵¹. No obstante es de destacar que la alta consistencia de las medidas aportadas por esta técnica ha sido refrendada recientemente

por Coldham y cols.²³⁰ que han establecido la existencia de una muy alta reproductibilidad y correlación para ambos planteamientos.

Test isocinético. El protocolo de evaluación isocinética descrito en el apartado de “Métodos” comenzamos a utilizarlo de forma estandarizada desde la introducción del Dexter Hand Evaluation. La literatura existente apenas aportaba alguna información básica sobre esta tecnología y por ello comenzamos a utilizar este protocolo basándonos en la experiencia previamente acumulada merced al trabajo con estudios isocinéticos en otras articulaciones^{194,231}. En definitiva, trasladamos al campo de la valoración de la fuerza de prensión todos los principios generales del diseño de protocolos isocinéticos. Realmente, este ha sido el camino que se ha seguido para establecer protocolos de evaluación en cualquier articulación: inicialmente se desarrollaron pautas de análisis de musculatura flexo-extensora de rodilla que se fueron depurando hasta llegar a tener unos protocolos validados y estandarizados y, posteriormente, se extrapolaron al estudio de otras regiones anatómicas: hombro, tobillo, columna etc... Precisamente, el objetivo esencial de esta Tesis es avanzar en el conocimiento de esta tecnología aplicada a la valoración funcional de la mano, estableciendo un protocolo de trabajo, valorando su reproductibilidad y aportando los valores normales en población sana.

Elegimos realizar el test en dos velocidades concretas, 30°/s como velocidad media-baja y 60°/s como velocidad media-alta, en las que cualquier persona se pudiera sentir cómodo, y muy especialmente, aquellos pacientes que presentaran menoscabo funcional severo en

alguna de sus manos. Dvir¹⁰⁶, utilizando un dispositivo de estudio de la prensión adaptado a un Kin Com, utiliza velocidades de 4°/s y 16°/s. Particularmente pensamos este diseño no es muy eficaz ya que ambas velocidades se encuentran en el mismo rango, es decir, son velocidades muy bajas, y es preferible recurrir a estudios que abarquen un mayor abanico de velocidades.

En el test isocinético realizamos cinco repeticiones sucesivas en cada una de las velocidades. En este sentido, compartimos los criterios de Lagerstrom en el sentido de que la influencia del aprendizaje al hacer ejercicios repetidos, es irrelevante¹²⁹. Es más, los valores más altos de fuerza se suelen obtener en el primer o segundo intento⁸⁶ y hay autores que lo justifican en relación de la aparición de cierto grado de fatiga muscular. Realmente, en nuestra experiencia, los valores son realmente estables en los sucesivos intentos realizados lo cual viene a minimizar la influencia de la fatiga muscular con este tipo de protocolos. En todo caso, es importante vigilar la correcta realización de las pausas descritas.

Una vez capturadas las gráficas fuerza-posición, tomamos en consideración, al igual que hacemos en el isométrico, el valor de Fuerza Máxima alcanzada entre los cinco intentos. Asimismo estimamos el valor de Trabajo por repetición como una medida más representativa del esfuerzo realizado durante todo el recorrido.

Aunque es una tecnología de reciente introducción en la práctica clínica, Dvir ha establecido la alta consistencia que tiene la medida isocinética de prensión en un estudio de 16 mujeres sanas con edades comprendidas entre 19 y 52 años de edad.¹⁰⁴.

Aspectos metodológicos comunes a ambos tests. De forma sistemática, respetamos siempre el mismo orden en la realización de las pruebas: se comienza por el test isométrico de prensión, posteriormente se realiza el test isocinético lento y, finalmente, se realiza el test isocinético en velocidad alta. También realizamos siempre la misma secuencia respecto a la mano actora, comenzando por la mano izquierda, circunstancia esta impuesta por el software del dinamómetro. Entendemos que respetar siempre el mismo orden exploratorio contribuye a dar una mayor estabilidad a las mediciones si bien Crosby¹³⁴ defiende que el orden de la realización de los tests no afecta a los resultados obtenidos.

Otro factor que se debe puntualizar en los protocolos de valoración es si se permite la utilización de feed-back visual. Nosotros, al igual que otros autores¹⁰⁶ no lo utilizamos pues entendemos que puede actuar, en el paciente motivado, como un estímulo adicional. Esta circunstancia tan solo ocurriría en los tests isométricos o en los isocinéticos en velocidades bajas¹⁹⁵, ya que en trabajo isocinético en alta velocidad carece de influencia¹⁹⁶.

5.1.3 Sobre la valoración de la sinceridad en el esfuerzo

Aunque no es este el objetivo del presente trabajo, se hace necesario referirnos a él ya que se debe tener un criterio definido para aceptar o rechazar los resultados aportados por una prueba de esfuerzo. Para aceptar un test de fuerza como válido, sea en isométrico o en isocinético, se debe tener la constancia de que ha sido realizado

en condiciones de esfuerzo máximo. Como quedo patente en la Introducción, son diversas las formas de discriminar si realmente la prueba refleja las máximas capacidades del sujeto explorado. El parámetro más utilizado para ello, en cualquier test de valoración muscular y para todos los segmentos musculoesqueleticos, ha sido el Coeficiente de Variación (C.V.)¹⁰⁸ entre los distintos intentos que componen cada test. De forma clásica se acepta que si el esfuerzo realizado ha sido máximo, el valor de C.V. no debe superar el 10%^{108,178}. Más recientemente se ha suscitado la crítica al valor que se debe otorgar a este parámetro y así Ashford y cols. admiten que se puede realizar esfuerzo submáximo consistente, es decir con valores de C.V. inferiores a 10%¹⁷². No obstante, autores absolutamente detractores del valor del C.V. como Dvir, admiten que su valor es siempre más alto en esfuerzo fingido que en esfuerzo máximo real¹⁰⁵.

En nuestra opinión, es muy aceptable la crítica realizada en torno al C.V., pero no por ello se le debe negar su enorme utilidad. Ciertamente es que este parámetro no puede ser entendido un valor que posea la exclusividad para catalogar el nivel de esfuerzo que ha desarrollado el sujeto. Entendemos que se deben analizar de forma conjunta una serie de aspectos aportados por los datos gráficos y numéricos del estudio, antes de formar un criterio respecto al grado de sinceridad del paciente; y aún así, en todo caso, no es posible tener una certeza absoluta en todos y cada uno de los pacientes. No obstante, consideramos al C.V. como un pilar básico para la validación de la prueba.

Por estas razones, se han ido incorporando otros criterios para ayudar a detectar, de un modo más preciso, la existencia de esfuerzos submáximos. Estos nuevos métodos se basan en analizar la morfología de las curvas (tanto en isométrico como en isocinético) y en la propuesta de utilización de nuevos parámetros.

Así, basándose en el análisis de la forma de la curva fuerza-posición en estudios isométricos con Jamar, Kirkpatrick⁶³ y Stokes¹⁴⁶ plantean que la existencia de curvas “aplanadas” es equivalente a la realización de esfuerzo submáximo. Corrobora este hecho el estudio de Goldman⁴⁵ realizado en sujetos sanos y con manos lesionadas. En nuestra experiencia, este hallazgo se da de forma sistemática en el simulador.

Otra aportación importante es la introducción del test de Presión Rápida Alternante^{44,114} en base a que esta forma de evaluación dificulta las posibilidades del sujeto para “engañar” al dinamómetro de una forma consistente. La consecuencia del esfuerzo fingido en este test sería la obtención de valores incongruentes y con muy alta variabilidad¹⁸⁹. Particularmente, no lo utilizamos ya que pensamos que un protocolo convencional cuidadosamente realizado aporta suficientes argumentos para otorgar o negar validez a la prueba.

También dentro de los estudios de presión isométrica se puede realizar un estudio de “Presión Mantenido” que nos permita comparar sus resultados con los obtenidos en el test instantáneo convencional. Por otro lado, diversos autores como Lechner¹¹³ y Smith¹⁸⁶ estiman que la caída precoz de los valores de fuerza máxima es equivalente a esfuerzo submáximo. Nosotros utilizamos este test de

forma habitual pidiendo al sujeto la realización de esfuerzo máximo de prensión durante 10 sg.

La introducción de estudios isocinéticos ha supuesto un gran paso para poder precisar con mayor rigor del grado de sinceridad en el esfuerzo²³². La detección de esfuerzo fingido mediante tests isocinéticos sigue una metodología similar a la utilizada en métodos isométricos. Nuevamente el C.V. se convierta en la piedra angular par valorar la colaboración del sujeto. Utilizamos sistemáticamente el C.V. de la Fuerza Máxima y del Trabajo por Repetición.

Por otro lado, la propuesta por parte de Dvir para utilizar el DEC (Diferencia Excéntrico-Concéntrico) nos parece muy interesante y ha sido avalado en estudios isocinéticos de hombro, codo y columna lumbar⁵⁹. Lamentablemente, no esta extendida la disponibilidad de dinamómetros de mano que permitan el trabajo excéntrico de prensión.

En definitiva nuestro criterio para estimar el grado de sinceridad en el esfuerzo integra los siguientes análisis:

- 1.- Valorar el C.V. en el test isométrico con Jamar, para cada una de sus posiciones.
- 2.- Analizar la morfología de la curva fuerza-posición en el test isométrico con Jamar.
- 3.- Valoración de la congruencia entre los valores de Fuerza Máxima obtenidos en el test instantáneo y en el test de prensión mantenida.
- 4.- Analizar la morfología de las curvas isocinéticas tanto en 30°/s como en 60°/s.

5.- Analizar los valores de C.V. de Fuerza Máxima y Trabajo por Repetición en 30°/s.

6.- Analizar los valores de C.V. de Fuerza Máxima y Trabajo por Repetición en 60°/s.

7.- En caso de que alguno de los tests que integran el protocolo nos ofrezca dudas acerca del nivel de esfuerzo en que se ha obtenido, procedemos a la repetición aislada de dicho test.

8.- En situaciones de pruebas sugerentes de haber sido realizadas en esfuerzo submáximo, procedemos a la repetición integra de todo el protocolo tras un periodo de 30 minutos de descanso.

5.2 RESPECTO A LAS LIMITACIONES Y SESGOS DEL ESTUDIO

Pensamos que el diseño de este estudio recoge, realmente, una población que es fiel reflejo de la población sana y por ello entendemos que nuestros resultados son extrapolables al conjunto de la población. No obstante debemos matizar una serie de aspectos que den más precisión e este planeamiento.

Este estudio se ha realizado íntegramente en un medio hospitalario, sobre accidentados de trabajo que se encontraban en tratamiento por tener lesionada una de sus manos. Para la confección de este trabajo hemos tomado los resultados del test realizado sobre su mano sana. Así, recogemos los estudios realizados sobre 500 manos que cumplían los criterios de inclusión propuestos. Se puede argumentar, que por tratarse de pacientes en situación de incapacidad

temporal, el nivel de función real de la mano sana testada no es idéntico al que dicha mano tendría en situación de estar desarrollando plenamente sus actividades. Entendemos que esta posible crítica es cuestionable ya que si bien es cierto que en el momento de realizar el estudio el nivel físico global del paciente puede ser inferior a su estado basal, no es menos cierto que, por tener la otra mano lesionada, la mano evaluada se encuentra en una situación de plena actividad.

Por otro lado, es importante resaltar que al tratarse de exámenes realizados en manos sanas de trabajadores accidentados, los sujetos explorados carecen de motivos para realizar este estudio en condiciones de esfuerzo submáximo. Ello, obviamente, implica que el estudio se ha realizado en unas adecuadas condiciones para que los sujetos explorados desarrollasen sus máximas capacidades de esfuerzo, otorgando así una mayor fiabilidad a los resultados obtenidos.

Dado que el estudio se ha realizado con un determinado dinamómetro, el Dexter Hand Evaluation, los resultados aportados se refieren, selectivamente, a esta máquina concreta. Ciertamente es que está demostrada la alta correlación entre las medidas isométricas tomadas con Dexter y con Jamar mecánico y ello implica que estos datos pueden ser tomados como referencia para las valoraciones realizadas con el Jamar. No se puede afirmar lo mismo respecto a las medidas isocinéticas ya que las mediciones realizadas en este tipo de trabajo muscular, con una determinada máquina, no son extrapolables a otros modelos.

En el análisis de factores que influyen en la fuerza de prensión tan solo hemos considerado aquellos que estimamos como realmente sustanciales y que tienen una plena definición: edad, sexo y dominancia. Hemos obviado analizar la influencia de las características antropométricas como peso^{80,134}, talla^{77,80} y tamaño de la mano^{29,102,147,169} por estimar que tienen menor poder en la determinación de la fuerza prensil.

5.3 RESPECTO AL ANALISIS DE LA REPRODUCTIBILIDAD DE LA MEDIDA MEDIANTE TEST-RETEST

Como paso previo al establecimiento de unos valores normativos se hacía indispensable evaluar la fiabilidad y reproductibilidad de la medida con Dexter Hand Evaluation. La bibliografía aporta tan solo un estudio acerca de la validez de la medida con este dinamómetro electrónico pero lo limita a las medidas de fuerza isométrica⁸⁸. Por ello diseñamos el estudio test-retest en el que sometía a validación la reproductibilidad de medidas isométricas e isocinéticas tomadas según nuestro protocolo habitual. De algún modo se trata de otorgar un mayor rigor a un tipo de evaluación que ya ha sido consolidada suficientemente en otras regiones anatómicas como rodilla, hombro, codo, mano, cadera y tobillo²⁰²⁻²¹⁰.

Partíamos del conocimiento de una cierta variabilidad fisiológica en los tests de fuerza muscular. Åstrand y Rodahl establecen una variabilidad admisible de hasta un 10% para los

valores de fuerza detectados en pruebas realizadas en días distintos²³³. Nuestra experiencia previa, basada en más de 15 años con valoración muscular isocinética, nos había dado una idea acerca de la alta reproductibilidad de la prueba en evaluaciones sucesivas en un mismo paciente. Al mismo tiempo, la bibliografía es muy rica en estudios test-retest realizados en otros sectores articulares, como ya se ha reseñado previamente. Pero existía la necesidad de realizar la validación de la reproductibilidad de la medida de Fuerza de Prensión, tanto en isométrico como isocinético. En este sentido, es escasa la aportación de la literatura y puede decirse que es prácticamente nula al analizar este aspecto en prensión isocinética y en la utilización del Dexter Hand Evaluation.

Nuestros resultados avalan una excelente reproductibilidad para todos los parámetros considerados tanto es prensión isométrica como isocinética.

Ratificamos estudios como el de Clerke y cols. que evidencian una alta consistencia de las medidas de prensión isométrica en dos tests separados por quince días¹⁰². Incluso se ha mostrado por parte de Kamimura y cols. la alta reproductibilidad de la medida isométrica realizada con Dexter Hand Evaluation en un grupo de 50 estudiantes con edad media de 22 años²³⁴.

Son muy escasas las referencias a estudios de reproductibilidad de medidas isocinéticas de prensión. Destaca el estudio de Benaglia que realiza tres estudios de prensión isométrica con Lido Work Set, en 14 sujetos, separados por 48 horas. Encuentra una muy alta correlación entre la medida de los parámetros de fuerza de prensión²²⁵.

Los resultados aportados en nuestro estudio avalan, por otra parte, la validez del protocolo por nosotros propuesto. Este aspecto es de especial valor para la aplicación clínica de este tipo de valoración funcional.

Un apartado peculiar es el análisis de la reproductibilidad en los tests de fatiga en el gesto de prensión. Entendemos que, aunque no recogida en nuestro estudio, es otra importante faceta que complementa este tipo de análisis funcional. Este autor realiza seis tests de fatiga en prensión, separados por tres días. Realiza el test en una velocidad de 45°/s y en forma de ejercicios de prensión repetidos durante 1 min (en mujeres lo hace durante 30 sg).

En definitiva, la muy alta reproductibilidad encontrada para todos y cada uno de los parámetros analizados en la prueba test-retest realizada con el dinamómetro Dexter Hand Evaluation significa el punto de partida necesario para dar validez a cualquier otro tipo de estudio a realizar con este dinamómetro.

5.4 RESPECTO A LOS VALORES DE NORMALIDAD EN POBLACIÓN SANA

Una vez establecida la validación de las medidas, tanto isométricas como isocinéticas, obtenidas con el Dexter Hand Evaluation, estamos en condiciones de otorgar una alta fiabilidad a las valoraciones efectuadas en la población de 500 trabajadores. Nos referiremos sucesivamente a:

- .- análisis de los perfiles de normalidad en isométrico
- .- análisis de los perfiles de normalidad en isocinético

- .- influencia de la dominancia
- .- influencia del sexo
- .- influencia de la edad
- .- relación entre valores isométricos e isocinéticos

5.4.1 Análisis de los perfiles de normalidad en isométrico

Corroboramos que la curva Fuerza – Posición representativa de las cinco posiciones del Jamar tiene forma de campana^{10,15,44,45,103,134,147}, con máximo es posiciones II o III^{10,103,125,235}. En nuestra serie, el 79% de los casos obtienen su máximo en posición II. En la serie de Firrell¹⁰³ se da en el 67% de los casos, para Crosby¹³⁴ en el 61% y para O'Driscoll¹²⁵ ocurre en el 60% de las manos. Ahora bien, si valoramos conjuntamente la frecuencia con que se alcanza el máximo en posiciones II o III, nuestras cifras son bastante concordantes con las de dichos autores. Firrell¹⁰³ lo encuentra en el 97% de los casos, Crosby¹³⁴ en el 91%, y O'Driscoll¹²⁵ en el 93% de las manos. Coincidimos con Firrell¹⁰³ en que en ningún caso se obtiene el máximo en posición V lo cual puede deberse, siguiendo a Bear-Lehman y Abreu, al hecho de que en esta posición tan solo hay activación de flexores extrínsecos y por ello esta ausente la fuerza potencialmente aportada por la musculatura intrínseca de la mano²³⁶.

Este perfil de normalidad debe ser tenido en cuenta al considerar el grado de esfuerzo desarrollado por un determinado sujeto y, lo que es más importante, en tests repetidos, una misma

mano, debe obtener un perfil similar si el nivel de esfuerzo desarrollado ha sido máximo.

Entendemos que carece de valor establecer un análisis comparativo de los valores absolutos mostrados en nuestra serie y los recogidos por otros autores ya que no es posible hacer equivalentes las mediciones obtenidas con distintos dinamómetros y distintos protocolos.

5.4.2 Análisis de los perfiles de normalidad en isocinético

Se trata del aspecto más innovador del presente trabajo.

La literatura no aporta estudios en búsqueda de datos normativos de prensión isocinética. La explicación quizás resida, simplemente, en lo novedoso de esta técnica. También puede pensarse en el hecho de que la adquisición de este tipo de máquinas es costosa y que su relación coste-beneficio no es ventajosa. En todo caso, pensamos, que en la línea de lo que ha sido el desarrollo histórico de la valoración isocinética, será cuestión de tiempo su inclusión como una valiosa forma de valoración funcional. En todo caso, este trabajo aporta suficiente evidencia acerca de la fiabilidad de las medidas isocinéticas de prensión y, lo que es más relevante, unos valores de referencia en población así como la variabilidad en función del sexo, la edad y la dominancia del individuo.

5.4.3 Influencia de la dominancia en los valores de fuerza de presión

De acuerdo al consenso establecido clásicamente respecto a que la mano dominante sería un 10% más fuerte que la no-dominante¹⁰, nuestros datos en presión isométrica e isocinética lo corroboran.

En estudio isométrico las diferencias porcentuales encontradas oscilan entre un 9,4% y 14,7% entre las distintas posiciones del dinamómetro. Es de significar que, salvo en la posición I, exclusiva de intrínsecos, esta la diferencia es muy constante entorno al 10%. En estudio isocinético, en las dos velocidades analizadas, se obtienen similares resultados tanto para la Fuerza Máxima como para el trabajo por repetición.

Muchos autores niegan que este factor origine diferencias relevantes y significativas entre ambas manos. Así Thorngren⁹⁵, Schmith⁸⁰ y Crosby¹³⁴ defienden diferencias inferiores al 10%. Quizás las características de nuestra población, por tratarse de trabajadores y muchos de ellos del ramo de la industria y de la construcción, sea la justificación para las diferencias que encontramos con estos autores. Es importante tomar en consideración este hecho ya que existen mayores diferencias entre ambas manos en trabajadores de alto esfuerzo que en personas que tienen trabajo de tipo administrativo²³⁷.

Otros autores como Harkonen⁸³ y Kellor¹⁵¹ niegan esta diferencia entre ambas manos y consideran que la fuerza desarrollada por ambas manos es la misma.

Estamos de acuerdo con los postulados de Janda que tras ratificar como diferencia de fuerza de prensión el 10% antes descrito, añade que existe una amplia variabilidad entre los sujetos, de modo que hay personas que, incluso, llegan a tener una diferencia de fuerza de 30% entre sus dos manos¹⁴⁷.

Dado el escaso número de pacientes zurdos de nuestra serie no hemos creído fiable considerar el comportamiento que tiene la fuerza de prensión en personas de dominancia izquierda. No obstante, nuestra experiencia personal esta en la línea propuesta por Crosby¹³⁴, Petersen¹⁵⁹ y Armstrong²³⁸ en el sentido de que en personas zurdas no hay diferencias significativas de fuerza entre ambas manos.

Por otro lado, el aspecto de la gráfica Fuerza-Posición en isométrico utilizando las cinco posiciones del Jamar muestra una idéntica morfología en ambas manos como ya describen Janda¹⁴⁷ y Swanson¹⁵⁸.

5.4.4 Influencia del sexo en los valores de fuerza de prensión

La influencia del sexo en el desarrollo de fuerza de prensión es un hecho unánimemente reconocido en la literatura. Las mujeres, para cualquier edad, tienen menos fuerza que los hombres. Incluso en edades extremas de la vida, como recoge Clerke¹⁰² en su estudio sobre adolescentes de ambos sexos y Hyatt⁴⁶ en personas de la tercera edad.

La magnitud de esta diferencia porcentual se cifra aproximadamente en un 30% a 40% según los autores^{83,163}.

Nuestros datos ratifican estas diferencias. En el test isométrico utilizando las cinco posiciones del Jamar, las diferencias encontradas oscilan entre un 35% (en la posición I) y un 43% (en la posición V).

Respecto a la morfología de la curva Fuerza – Posición, se obtiene idéntico patrón en hombres y mujeres, circunstancia que corrobora el criterio de Firrell¹⁰³.

En el estudio isocinético las mujeres tienen un 37% menos de fuerza que los varones y similares resultados se obtienen para el Trabajo por Repetición.

5.4.5 Influencia de la edad en los valores de fuerza de prensión

La variable edad se incluye asimismo en numerosos estudios de fuerza de prensión en población sana. Se admite que, durante el crecimiento, la fuerza de prensión va aumentando hasta alcanzar un máximo y posteriormente declina. No hay coincidencia en la edad a la que se obtiene la máxima capacidad de fuerza prensil. Fisher y Birren postulan que se alcanza a los 20 años, mientras que Kjerland sostiene que se alcanza en la frontera entre tercera y cuarta décadas de la vida.

En nuestra serie se da una circunstancia diferencial y que tiene algún rasgo peculiar.

En estudios isométricos no hay diferencias significativas hasta finalizar la quinta década de la vida, momento a partir del cual hay un franco descenso de los valores de fuerza de prensión. En el estudio isocinético se mantiene un perfil similar, si bien a partir de los 40 años ya comienza un declive significativo.

Las diferencias respecto a otros estudios normativos quizás puedan residir en el tipo de sujetos que integran nuestra serie. Quizás por tratarse de trabajadores en pleno desarrollo de su vida laboral, mantienen unos valores de fuerza más elevados durante un periodo más prolongado de tiempo y el descenso de la capacidad de fuerza se aprecia más tardíamente.

5.5 RELACIÓN ENTRE MEDIDAS ISOMETRICAS ISOCINETICAS DE PRENSIÓN

Como ya quedo reflejado en los resultados hemos querido incluir un apartado en el que pudiéramos observar la relación que se establece entre las medidas isométricas e isocinéticas, así como la correlación presente entre las mediciones obtenidas en las dos velocidades estudiadas en isocinético.

En principio, siguiendo los principios de fisiología muscular, deberíamos obtener unos valores muy similares entre medida isométrica y medida isocinética en velocidad lenta²³⁹. Igualmente, en isocinético, debe ser más alto el valor en velocidad lenta que en velocidad alta.

La bibliografía no recoge estudios similares salvo el de Benaglia y cols²²⁵, pero se reduce a una evaluación de 14 sujetos y esta realizada con un dinamómetro isocinético distinto.

A fin de otorgar una mayor fiabilidad a este estudio, solo hemos recogido las 321 manos que habían completado el protocolo isométrico e isocinético. Encontramos que no hay diferencias entre los valores obtenidos en isométrico o en isocinético en 30°/s. Asimismo

ratificamos que en el trabajo en velocidad alta se obtienen valores de fuerza significativamente más bajos que en el estudio en velocidad baja.

Estos hechos son importantes para complementar el análisis de congruencia que pueda tener un estudio dinamométrico y por ello utilizamos estos criterios, de forma complementaria en el análisis de validación de cualquier valoración.

5.6 RESPECTO A LA APLICACIÓN CLÍNICA DE LA EVALUACIÓN DINAMOMETRICA DE LA MANO.

La valoración dinamométrica de la mano debe entenderse como una herramienta indispensable en la valoración funcional de la mano. Lamentablemente, la practica diaria, nos enseña que, a menudo, no es utilizada. La única forma de precisar la presencia de un déficit de indudable valor funcional, como la Fuerza de Prensión, es realizar estudios comparativos entre ambas manos, o en su defecto recurrir a valores de referencia en sujetos sanos como los aportados por este trabajo. Más inexcusable resulta en la valoración pericial y en la valoración clínico-laboral de lesionados que finalizan su tratamiento con algún menoscabo funcional.

Entendemos a esta técnica como una inestimable ayuda dentro de la práctica clínica diaria en los Servicios de Rehabilitación. Finalmente, queremos resaltar la valiosa aportación que significa en la estimación de la estabilización evolutiva de los pacientes.

5.7 LINEAS FUTURAS DE DESARROLLO DE LA DINAMOMETRIA DE LA MANO

Pese a su ya larga historia, es indudable que gran parte del camino esta por escribirse. Basta con pensar en la novedad que supone referirse a la valoración isocinética de la mano.

Algunas de las líneas futuras, quizás inmediatas, por las que se debe desarrollar esta forma de valoración clínica son:

- .- Incremento del desarrollo de maquinas isocinéticas de mano, mas versátiles y que incorporen la posibilidad de estudios excéntricos.

- .- Profundizar en la relación entre los resultados obtenidos mediante tests dinamométricos y escalas de valoración funcional de la mano.

- .- Estandarizar el uso de protocolos de valoración de fuerza prensil en la valoración de resultados en Rehabilitación.

- .- Profundizar en el desarrollo de métodos más sólidos para la detección de esfuerzo fingido en las valoraciones dinamométricas.

- .- Desarrollo de parámetros sencillos que faciliten la interpretación de resultados, obviando las farragosas descripciones, que en el momento actual debemos realizar, de nuestras valoraciones.

CONCLUSIONES

6.- CONCLUSIONES

1.- La valoración dinamométrica de la Fuerza de Presión es de gran utilidad en la evaluación funcional de la mano.

2.- Hay evidencia acerca de la validez y reproductibilidad de las medidas de Fuerza de Presión.

3.- Se demuestra la reproductibilidad y validez de las medidas isométricas con Dexter Hand Evaluation.

4.- Se demuestra la reproductibilidad y validez de las medidas isocinéticas con Dexter Hand Evaluation.

5.- Se aporta un perfil de normalidad basado en el análisis de 500 manos sanas de trabajadores. Se detallan los valores de normalidad tanto para estudios isométricos, como, especialmente relevante por su novedad, para estudios isocinéticos.

6.- La fuerza prensil de la mano se ve influida por el sexo, la dominancia y la edad de la persona.

7.- Se cuantifica la influencia de sexo, edad y dominancia en la determinación de la fuerza de prensión.

8.- Esta tecnología permite medir de una forma precisa la magnitud del déficit de fuerza de una mano mediante tests comparativos o recurriendo a los valores de referencia aportados en este texto.

ÍNDICE DE TABLAS

<i>Tabla 1: Fuerza de prensión ejercida por cada dígito.</i>	30
<i>Tabla 2. Estimación cualitativa de la significación del déficit de fuerza según Dvir.</i>	49
<i>Tabla 3. Localización de la Posición de Fuerza Máxima en Prensión Isométrica.</i>	90
<i>Tabla 4. Localización de la Posición de Fuerza Máxima en Prensión Isométrica..</i>	91
<i>Tabla 5. Valores de DEC.</i>	117
<i>Tabla 6. Reproducibilidad de las medidas isocinéticas.</i>	118
<i>Tabla 7. Reproducibilidad de las medidas isocinéticas.</i>	119
<i>Tabla 8. Protocolos realizados.</i>	137
<i>Tabla 9. Diferencia de medias entre test-retest en isométrico.</i>	143
<i>Tabla 10. Reproducibilidad en prensión isométrica en mano dominante.</i>	144
<i>Tabla 11. Reproducibilidad en prensión isométrica en mano no-dominante.</i>	144
<i>Tabla 12. Reproducibilidad en prensión isocinética en 30°/s. en mano dominante.</i>	147
<i>Tabla 13. Reproducibilidad en prensión isocinética en 30°/s. en mano no-dominante.</i>	147
<i>Tabla 14. Reproducibilidad en prensión isocinética en 60°/s. en mano dominante.</i>	149
<i>Tabla 15. Reproducibilidad en prensión isocinética en 60°/s. en mano no-dominante.</i>	149
<i>Tabla 16. Diferencia de medias en Prensión Isocinética entre Test y Retest.</i>	151
<i>Tabla 17. Valores normales en prensión isométrica.</i>	153
<i>Tabla 18. Valores de Fuerza Máxima Isocinética (expresada en Kg.) en 30°/s y 60°/s</i>	155
<i>Tabla 19. Trabajo por Repetición en 30°/s y 60°/s</i>	156
<i>Tabla 20. Características de las series en función de la dominancia</i>	157
<i>Tabla 21. Influencia de la "dominancia" en la Fuerza de Prensión en test isométrico</i>	158
<i>Tabla 22. Influencia del factor "dominancia" en la fuerza de prensión en isocinético.</i>	160
<i>Tabla 23. Características de edad y lateralidad en el grupo de hombres y mujeres</i>	163
<i>Tabla 24. Influencia del factor "sexo" en la Fuerza Isométrica de Prensión.</i>	164

<i>Tabla 25. Influencia del factor "sexo" en los tests de prensión en isocinético.....</i>	<i>166</i>
<i>Tabla 26. Valores de Fuerza Máxima Isométrica para cada grupo etario.</i>	<i>169</i>
<i>Tabla 27. Percentiles de los valores de Fuerza Máxima Isocinetica e 30°/s y 60°/s para las variables sexo y dominancia.</i>	<i>175</i>
<i>Tabla 28. Percentiles de los valores de Trabajo por Repetición e 30°/s y 60°/s para las variables sexo y dominancia.</i>	<i>178</i>
<i>Tabla 29. Homogeneidad entre el grupo con protocolo completo y el total de la población.....</i>	<i>181</i>

ÍNDICE DE FIGURAS

<i>Figura 1. Ejercicio isotónico.....</i>	<i>34</i>
<i>Figura 2. Relación Fuerza – Velocidad en experimentación.</i>	<i>35</i>
<i>Figura 3. Curva Fuerza – Velocidad in vivo.....</i>	<i>36</i>
<i>Figura 4. Comportamiento de la velocidad angular en una contracción isocinética</i>	<i>37</i>
<i>Figura 5. Resistencia autoadaptada.....</i>	<i>38</i>
<i>Figura 6. Rendimiento muscular en ejercicio isocinético.</i>	<i>39</i>
<i>Figura 7. Fases de trabajo isocinético.....</i>	<i>41</i>
<i>Figura 8. Momento de fuerza en trabajo excéntrico.</i>	<i>43</i>
<i>Figura 9. Influencia del tipo de contracción y de la velocidad.....</i>	<i>44</i>
<i>Figura 10. Relación Fuerza – Velocidad en concentrico y en excentrico.....</i>	<i>45</i>
<i>Figura 11. Dinamómetro Jamar.....</i>	<i>55</i>
<i>Figura 12. Detalle de las distintas posiciones del dinamómetro. Situado en Posición III.....</i>	<i>55</i>
<i>Figura 13. Detalle de la escala del dinamómetro.</i>	<i>56</i>
<i>Figura 14. Martin Vigorimeter.....</i>	<i>58</i>
<i>Figura 15. BTE Work Simulator</i>	<i>59</i>
<i>Figura 16. Detalle de ejercicio de prensión en BTE Work Simulator.....</i>	<i>60</i>
<i>Figura 17. Dexter Hand Evaluation.....</i>	<i>61</i>
<i>Figura 18. Greenleaf Eval System.....</i>	<i>62</i>
<i>Figura 19. Gráficas Fuerza-Tiempo con Jamar computerizado.</i>	<i>64</i>
<i>Figura 20. Curvas Fuerza-Posición en prensión isométrica.</i>	<i>64</i>
<i>Figura 21. Test de Prensión Mantenido durante 10 s. Patrón de normalidad.....</i>	<i>67</i>
<i>Figura 22. Prensión dinámica.....</i>	<i>68</i>
<i>Figura 23. Gráfica "Velocidad-Posición". Expresión del trabajo de prensión en isotónico.</i>	<i>69</i>
<i>Figura 24. Montaje para prensión isocinética.</i>	<i>71</i>

<i>Figura 25. Gráficas Fuerza-Posición..</i>	<i>72</i>
<i>Figura 26. Gráficas Fuerza-Posición en prensión isocinética de 30°/s.</i>	<i>72</i>
<i>Figura 27. Curvas Fuerza-Tiempo en Posición II.....</i>	<i>88</i>
<i>Figura 28. Curvas Fuerza-Posición. Trazados normales de ambas manos.....</i>	<i>89</i>
<i>Figura 29. Coeficiente de Variación.</i>	<i>104</i>
<i>Figura 30. Gráfica isocinética..</i>	<i>111</i>
<i>Figura 31. Trabajo en isocinético..</i>	<i>112</i>
<i>Figura 32. Curvas Momento-Velocidad angular en esfuerzo máximo.....</i>	<i>115</i>
<i>Figura 33. Curvas Momento-Velocidad angular en esfuerzo submáximo.</i>	<i>116</i>
<i>Figura 34. Edad. Distribución de frecuencias por décadas de la vida.</i>	<i>136</i>
<i>Figura 35. Lateralidad y Dominancia. Distribución porcentual.</i>	<i>136</i>
<i>Figura 36. Correlación entre los valores medios de cada parametro en Prensión Isométrica. ..</i>	<i>142</i>
<i>Figura 37. Graficas fuerza-posición en el Test-Retest.....</i>	<i>145</i>
<i>Figura 38. Gráficas fuerza-posición en mano no-dominante.....</i>	<i>146</i>
<i>Figura 39. Reproductibilidad de los valores de Fuerza Máxima Isocinética en 30°/s.....</i>	<i>148</i>
<i>Figura 40. Reproductibilidad de los valores de Trabajo en isocinético en 30°/s.....</i>	<i>148</i>
<i>Figura 41. Reproductibilidad de los valores de Fuerza Máxima Isocinética en 60°/s.....</i>	<i>150</i>
<i>Figura 42. Reproductibilidad test-retest de los valores de Trabajo en 60°/s..</i>	<i>150</i>
<i>Figura 43. Correlación de las medidas de Fuerza Máxima y Fuerza Promedio isocinético.....</i>	<i>152</i>
<i>Figura 44. Curva Fuerza-Posición en población sana.</i>	<i>154</i>
<i>Figura 45. Localización del máximo en la curva J5P.....</i>	<i>154</i>
<i>Figura 46. Fuerza Máxima Isocinética en distintas velocidades.</i>	<i>155</i>
<i>Figura 47. Trabajo por Repetición en Isocinético en distintas velocidades</i>	<i>156</i>
<i>Figura 48. Curva J5P en mano dominante y no dominante.....</i>	<i>159</i>
<i>Figura 49. Fuerza Máxima Isocinética en función de la dominancia.....</i>	<i>161</i>
<i>Figura 50. Trabajo por Repetición en función de la dominancia.</i>	<i>162</i>
<i>Figura 51. Gráfica Fuerza-Posición en varones y hembras.</i>	<i>165</i>

<i>Figura 52. Influencia del sexo sobre la Fuerza Máxima Isocinética.</i>	<i>167</i>
<i>Figura 53. Diferencias en el Trabajo por repetición en función del sexo.....</i>	<i>168</i>
<i>Figura 54. Gráfica J5P en función de la edad.....</i>	<i>170</i>
<i>Figura 55. Comportamiento de la Fuerza Isométrica Promedio en cada grupo de edad.....</i>	<i>171</i>
<i>Figura 56. Fuerza Máxima Isocinética en 30°/s. en función de la edad.</i>	<i>172</i>
<i>Figura 57. Fuerza Máxima Isocinética en 60°/s. en función de la edad.</i>	<i>172</i>
<i>Figura 58. Trabajo por Repetición en 30°/s. en función de la edad.....</i>	<i>173</i>
<i>Figura 59. Trabajo por Repetición en 60°/s. en función de la edad.....</i>	<i>173</i>
<i>Figura 60. Rangos de normalidad de la Fuerza Máxima Isocinética a 30°/s., en función de sexo y dominancia, delimitados por los percentiles 5 y 95.....</i>	<i>176</i>
<i>Figura 61. Rangos de normalidad de la Fuerza Máxima Isocinética a 60°/s., en función de sexo y dominancia, delimitados por los percentiles 5 y 95.....</i>	<i>177</i>
<i>Figura 62. Rangos de normalidad del Trabajo por Repetición a 30°/s., en función de sexo y dominancia, delimitados por los percentiles 5 y 95.....</i>	<i>179</i>
<i>Figura 63. Rangos de normalidad de la Fuerza Máxima Isocinética a 60°/s., en función de sexo y dominancia, delimitados por los percentiles 5 y 95.....</i>	<i>180</i>
<i>Figura 64. Estudio comparativo entre Fuerza Máxima en distintas formas de prensión.</i>	<i>182</i>
<i>Figura 65. Diferencias entre los valores de Fuerza y Trabajo en Isocinetico a 30°/s y 60°/s.....</i>	<i>183</i>

BIBLIOGRAFÍA

BIBLIOGRAFÍA

- ¹ Hislop HJ, Montgomery J. Introducción. En Hislop HJ, Montgomery J. Pruebas musculares funcionales. Daniels-Worthingham's. Madrid: Marbán, 1999; IX-XII
- ² Bohannon RW. Manual muscle testing of the limbs: considerations, limitations and alternatives. Phys Ther Practice. 1992; 2:11-21
- ³ Bohannon RW. Manual muscle testing: does it meet the standards of an adequate screening test?. Clin Rehabil. 2005; Sep;19(6):662-7.
- ⁴ Hislop H, Perrine JJ. The isokinetic concept of exercise. Phys Ther. 1967; 47:114-117.
- ⁵ Thistle H, Hislop HJ, Moffroid M, Lohman EW. Isokinetic contraction: a new concept of resistive exercise. Arch Phys Med Rehabil. 1967; 48: 279-282
- ⁶ Schwartz S, Cohen ME, Harbison GJ, Shah A. Relationship between two measures of upper extremity strength: manual muscle test compared to hand-held myometry. Arch Phys Med Rehabil. 1992; 73:1063-1068
- ⁷ Pearn J. Two early dynamometers: An historical account of the earliest measurements to study human muscular strength. J Neurol Sci. 1978; 37:127.
- ⁸ Everett PW, Sills FD. The relationship on grip strength to stature, somatotype components, and anthropometric measurements of the hand. Res Q. 1952; 23:161-166.

-
- ⁹ Bechtol CO. Clinical muscle testing. AAOS Instruccional Course Lect. 1953; 10:244-9
- ¹⁰ Bechtol CO. The use of a dynamometer with adjustable handle spacings. J Bone Joint Surg Am. 1954; 36:820-830.
- ¹¹ Bohannon RW. Biomedical applications of hand-held force gauges: a bibliography. Percept. Mot. Skills. 1993; 77:235-242
- ¹² Bohannon RW. Adoption of hand-held dynamometry. Percept Mot. Skills. 2001; 92(1):150
- ¹³ Stack HG. A study of muscle function of the fingers. Ann R Coll Surg Engl . 1963; 33:307-322
- ¹⁴ Littler JW. On the adaptability on man's hand (with reference to the equiangular curve). Hand. 1973; 5:187-191
- ¹⁵ Stokes HM. The seriously uninjured hand: weakness of grip. J Occup Med. 1983; 25:683-4
- ¹⁶ Kozin SH, Porter S, Clark P, Thoder JJ. The contribution of the intrinsic muscles to grip and pinch strength. J Hand Surg. 1999; 24A: 64-72
- ¹⁷ Tubiana R. Architecture and functions of the hand. En: R Tubiana (Ed.). The Hand. Vol 1. Philadelphia: W.B. Saunders. 1981; 19-93
- ¹⁸ Morgan WJ, Schulz LA, Chang JL. The impact of simulated distal interphalangeal joint fusion on grip strength. Orthopedics. 2000; 23(3):239-241
- ¹⁹ Ketchum LD, Thompson D, Pocock G, Wallingford D. A clinical study of forces generated by the intrinsic muscles of the index finger

and the extrinsic flexor and extensor muscles of the hand. *J Hand Surg.* 1978; 3:571-578.

²⁰ Bjorkesten GAF. Position of fingers and function defficiency in ulnar nerve paralysis. *Acta Chir. Scand.* 1946 ; 93:99-110.

²¹ Dvir Z. Isokinetics of elbow, forearm, wrist and hand muscles. En: Dvir Z. Isokinetics: muscle testing, interpretation and clinical applications. 2^a ed: Churchill Livingstone, 2004; 235-245

²² Werremeyer MM, Cole KJ. Wrist action affects precision grip force. *J Neurophysiol.* 1997; Jul 78(1):271-80

²³ Rosen B, Dahlin LB, Lundborg G. Assessment of functional outcome after nerve repair in a longitudinal cohort. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. Hand Surg.* 2000; 34(1):71-78.

²⁴ Milner-Brown HS, Stein RB, Yemm R. The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contractions. *J Physiol. (Lond).* 1973; 230:59-70.

²⁵ Milner-Brown HS, Stein RB, Yemm R. Changes in firing rate of human motor units during lineary changing voluntary contractions. *J Physiol. (Lond).* 1973; 230: 371-390

²⁶ Amis AA. Variation of finger forces in maximal isometric grasp test on a range on cylinder diameters. *J Biomedical Engineering.* 1987; 9:313-320.

²⁷ Hazelton FT, Smidt GL, Flatt AE, Stephens RI. The influence of wrist position on the force produced by the finger flexors. *J. Biomechanics.* 1974; 8:301-306.

-
- ²⁸ Lee JW, Rim K. Measurement of finger joint angles and maximum finger forces during cylinder grip activity. *J Biomedical Engineering*. 1991; 13:152-162.
- ²⁹ Macdermid JC, Lee A, Richards RS, Roth JH. Individual finger strength: are the ulnar digits "powerful"? *J. Hand Ther*. 2004; 17(3):364-367.
- ³⁰ Nalebuff E, Philips CA. The rheumatoid thumb. *Am. J. Occup. Ther*. 1990; 52:627-628.
- ³¹ Hoffman MD, Sheldahl LM, Kraemer WJ. Therapeutic exercise. En: De Lisa JA. *Rehabilitation Medicine. Principles and Practice*. 3^a ed. Philadelphia: Lippincott Company, 1998; 697-743.
- ³² Harris BA, Watkins MP. Adaptations to strength conditioning. En: Frontera WR, Dawson DM, Slovik DM. *Exercise in Rehabilitation Medicine*. Ed. Human Kinetics. 1999; 71-81.
- ³³ Hill AV. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc. R. Soc. B*. 1938; 126:136-195.
- ³⁴ Perrin DH. Breve introduccion a la isocinetica. En "Isocinetica. Ejercicios y evaluacion". Ed Bellaterra. Barcelona. 2000; 17-26.
- ³⁵ Brown LE, Whitehurst M. Load range. In "Isokinetics in human performance". Brown LE editor. 2000. Ed Human Kinetics. 97-121.
- ³⁶ Perrine JJ. Isokinetic exercise and mechanical energy potentials of muscle. *J. Health Phys. Educ*. 1968; 39: 40-44.
- ³⁷ Winter DA, Wells RP, Orr GW. Errors in the use of isokinetic dynamometers. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol*. 1981; 46:397-408.

-
- ³⁸ Bennet JC, Stauber WT. Evaluation and treatment of anterior knee pain using eccentric exercise. *Med. Sci. Sports. Exercise.* 1986; 18:526-530.
- ³⁹ Perrin DH. Interpretación de una evaluación isocinética. En "Isocinetica. Ejercicios y evaluacion". Perrin ed. 1993. Ed Bellaterra. 79-94.
- ⁴⁰ An KN, Chao EY, Askew LJ. Hand strength measurement instruments. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1980; 61:366-368.
- ⁴¹ Mathiowetz V, Weber K, Volland G, Kashman N. Reliability and validity of grip and pinch strength evaluations. *J. Hand Surg.* 1984; 9A: 222-226.
- ⁴² Swanson A, Swanson G, Goran-Haggert C. Evaluation of hand impairment. En Hunter J, Schneider J, Mackin E, eds. *Rehabilitation of the hand.* 4th ed. St Louis: CV Mosby. 1990: 1838-1896.
- ⁴³ Harkonen R, Piirtomaa M, Alaranta H. Grip strength and hand position of the dynamometer in 204 Finnish adults. *J. Hand Surg (Br).* 1993; 18(1):129-132.
- ⁴⁴ Hildreth DH, Breidenbach WC, Lister GD, Hodges AD. Detection of submaximal effort by use of the rapid exchange grip. *J. Hand Surg (A).* 1989; 14-4: 742-5.
- ⁴⁵ Goldman S, Cahalan TD, An KN. The injured upper extremity and the Jamar five-handle position grip test. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 1991; 70: 306-309.

-
- ⁴⁶ Hyatt R, Whitelaw M, Bhat A, Scott S, Maxwell J. Association of muscle strength with functional status of elderly people. *Age Ageing*. 1990; 19:330-336.
- ⁴⁷ Nordenskiöld U, Grimby G. Assessment of disability in women with rheumatoid arthritis in relation to grip force and pain. *Disability and Rehabilitation*. 1997; 19(1):13-19.
- ⁴⁸ Adams J, Burridge J, Mullee M, Hammond A, Cooper C. Correlation between upper limb functional ability and structural hand impairment in an early rheumatoid population. *Clinical Rehabilitation*. 2004;18:405-413.
- ⁴⁹ Bodur H, Yilmaz O, Keskin D. Hand disability and related variables in patients with rheumatoid arthritis. *Rheumatol. Int.* 2006; Apr;26(6):541-544.
- ⁵⁰ Vliet Vlieland T, Van der Wijk T, Jolie I, Zwinderman A, Hazes J. Determinants of hand function in patients with rheumatoid arthritis. *J. Rheumatology*. 1996; 23(5):835-840
- ⁵¹ Jebsen RH, Taylor N, Tricschmann R. An objective and standardised test of hand function. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1969; 50:311-319.
- ⁵² Arkela-Kautiainen M, Kauppi M, Heikkilä S, Kautiainen H, Malkia E. Evaluation of the arthritis impact measurement scales (AIMS2) in Finnish patients with rheumatoid arthritis. *Scand. J. Rheumatol.* 2003; 32(5):300-5.
- ⁵³ Hudak PL, Amadio PC, Bombardier C. The Upper Extremity Collaborative Group. Development of an upper extremity outcome

measure. The DASH (Disabilities of the arm, shoulder and hand). Am. J. Industrial. Medicine. 1996; 29:602-608.

⁵⁴ Dellhag B, Bjelle A. A grip ability test for use in rheumatology. J. Rheumatology. 1995; 22(8):1560-1565.

⁵⁵ Campbell DA, Kay SPJ. The Hand Injury Severity Scoring System. J. Hand Surg. 1996; 21B:295-295.

⁵⁶ Mathiowetz V, Kashman N, Volland C, Weber K, Dowe M. Grip and pinch strength: normative data for adults. Arch. Phys. Med. Rehabil. 1985; 66:69-74.

⁵⁷ Bessey EJ, Harries UJ. Normal values for hand grip strength in 920 men and women aged over 65 years and longitudinal changes over 4 years in 620 survivor. Clinical Science. 1993; 84:331-337.

⁵⁸ Andrews AW, Thomas MW, Bohannon RW. Normative values for isometric muscle force measurements obtained with hand-held dynamometers. Phys. Ther. 1996; 76:248-259.

⁵⁹ Dvir Z. Medicolegal applications. En Dvir Z. Isokinetics: Muscle testing, interpretation and clinical applications. 2nd ed. Churchill Livingstone. 2004; 103-124.

⁶⁰ Sapega A. Muscle performance evaluation in orthopaedic practice. J. Bone Joint Surg. Am. 1990; Dec;72(10):1562-74.

⁶¹ Engelbeg AL. Guides to the evaluation of permanent impairment, 5th ed. American Medical Association. 1988; Vol 3:40

⁶² Kirkpatrick JE. Evaluation of grip loss: a factor of permanent partial disability in California. Ind. Med. Surg. 1957; 26:285-289.

-
- ⁶³ Kirkpatrick JE. Evaluation of grip loss: factor of permanent disability in California. *Calif. Med.* 1956; 85: 314-320.
- ⁶⁴ Matheson LN, Isernhagen SJ, Hart DL. Relationships among lifting ability, grip force, and return to work. *Phys. Ther.* 2002; 82(3):249-256.
- ⁶⁵ Bruyns CN, Jaquet JB, Schreuders TA, Kalmijn S, Kuypers PD, Hovius SE. Predictors for return to work in patients with median and ulnar nerve injuries. *J. Hand Surg.* 2003; 28(1):28-34.
- ⁶⁶ Cantrell T. Measurement of weakness and dysfunction in the rheumatoid hand. *Rheumatol. Rehabil.* 1976; 15:182-184.
- ⁶⁷ Daunt AO, Cox NL, Robertson JC, Cawley MI. Indices of disease activity in psoriatic arthritis. *J. R. Soc. Med.* 1987; 80(9):556-558.
- ⁶⁸ Jaquet JB, van der Jagt I, Kuipers PD, Schreuders TA, Kalmijn AR, Hovius SE. Spaghetti wrist trauma: functional recovery, return to work, and psychological effects. *Plast. Reconstr. Surg.* 2005; 115(6):1609-1617.
- ⁶⁹ Lagerstrom C, Nordgren B, Olerud C. Evaluation of grip strength measurements after Colles' fracture: a methodological study. *Scand. J. Rehabil. Med.* 1999; 31(1):49-54.
- ⁷⁰ Lagerstrom C, Nordgren B, Rahme H. Recovery of isometric grip strength after Colles' fracture : a prospective two-year study. *Scand. J. Rehabil. Med.* 1999; 31(1):55-62.
- ⁷¹ Miranda Mayordomo M, De Miguel Jimeno JM. Valoracion instrumental tras la descompresión del túnel del carpo. Resultados a

largo plazo. En "Neuropatías periféricas por compresión" Ed. Mapfre Medicina. 2002; 65-88.

⁷² Sauerbier M, Trankle M, Erdman D, Menke H, Germann G. Functional outcome with scaphotrapeziotrapezoid arthrodesis in the treatment of Kienböck's disease stage III. *Ann. Plast. Surg.* 2000; 44:618-625.

⁷³ Delgado Serrano PJ, Miranda Mayordomo M, Fuentes Sanz A, Abad Morenilla JM. Resultados clínicos y laborales de la artrodesis total de muñeca en la enfermedad de Kienböck. *Patología del Aparato Locomotor.* 2006; 4. Supl.I:64-73.

⁷⁴ De Smet L, Fabry G. Grip strength in patients with tennis elbow. Influence of elbow position. *Acta Orthop. Belg.* 1996; 62(1):26-29.

⁷⁵ De Smet L, Fabry G. Grip force reduction in patients with tennis elbow: influence of elbow position. *J. Hand Ther.* 1997; Jul-Sep;10(3):229-31.

⁷⁶ Morgan WJ, Schulz LA, Chang JL. The impact of simulated distal interphalangeal joint fusion on grip strength. *Orthopedics.* 2000; 23(3):239-241.

⁷⁷ Cauley JA, Petrini AM, LaPorte RE, Sandler RB, Bayles CM, Robertson RJ. The decline of grip strength in the menopause: relationship to physical activity, estrogen use and anthropometric factors. *J. Chronic Dis.* 1987; 40(2):115-120.

⁷⁸ Dvir Z. Grade 4 in manual muscle testing: the problem with submaximal strength assessment. *Clin. Rehabil.* 1997; 11(1): 36-41.

-
- ⁷⁹ Solgaard S, Kristinsen Jensen JS. Evaluation of instruments for measuring grip strength. *Acta Orthop. Scand.* 1984; 55:569-572.
- ⁸⁰ Schmidt RT, Toews JV. Grip strength as measured by the Jamar dynamometer. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1970; 51:321-327
- ⁸¹ Fess EE, Moran C. Clinical Assessment recommendations. Indianapolis. American Society of Hand Therapists. 1981.
- ⁸² Niebuhr BR, Marion R, Fike ML. Reliability of grip strength assessment with the computerized Jamar dynamometer. *Occup. Ther. J. Research.* 1984; 14(1): 3-18.
- ⁸³ Harkonen R, Harju R, Alaranta H. The accuracy of the Jamar dynamometer. *J. Hand Ther.* 1993; 6:259-262.
- ⁸⁴ Hamilton A, Balnave R, Adams R. Grip strength testing reliability. *J. Hand Ther.* 1994; 7: 163-170.
- ⁸⁵ Richards L, Palmiter-Thomas P. Grip strength: a critical review of tools, methods, and clinical utility. *Crit. Rev. Phys. Rehabil. Med.* 1996; 8:87-109.
- ⁸⁶ Fess EE. A method for checking Jamar dynamometer calibration. *J. Hand Ther.* 1987; 1:28-32.
- ⁸⁷ Mac Dermid JC, Kramer JF, Woodbury MG. Interrater reliability of pinch and grip strength measurements in patients with cumulative trauma disorders. *J. Hand Ther.* 1994; 7: 10-14.
- ⁸⁸ Bellace JV, Healy D, Besser MP, Byron T, Hohman L. Validity of the Dexter Evaluation System's Jamar dynamometer attachment for assessment of hand grip strength in a normal population. *J. Hand Ther.* 2000; Jan-Mar;13(1):46-51.

-
- ⁸⁹ Bohannon RW. Parallel comparison of grip strength measures obtained with a MicroFET 4 and a Jamar dynamometer. *Percept. Mot. Skills*. 2005; 100(3 Pt 1):795-798.
- ⁹⁰ Shechtman O, Gestewitz L, Kimble C. Reliability and validity of the DynEx Dynamometer. *J. Hand Ther.* 2005;Jul-Sep;18(3):339-47.
- ⁹¹ Shechtman O, Davenport R, Malcolm M, Nabavi D. Reliability and validity of the BTE-Primus grip tool. *J. Hand Ther.* 2003; 16(1):36-42.
- ⁹² Fernando MU, Robertson JC. Grip strength in the healthy. *Rheumatol. Rehabil.* 1982; 21(3):179-181.
- ⁹³ Lindahl OA, Nystrom A, Bjerle P, Bostrom A. Grip strength of the human hand; measurements on normal subjects with a new hand strength analysis system (Hastras). *J. Med. Eng. Technol.* 1994; May-Jun;18(3):101-3
- ⁹⁴ Wallstrom A, Nordenskiöld U. Assessing hand grip endurance with repetitive maximal isometric contractions. *J. Hand Ther.* 2001; 14(4): 279-285.
- ⁹⁵ Thorngren K-G, Werner CO. Normal grip strength. *Acta Orthop. Scand.* 1979; 50:255-9.
- ⁹⁶ Fraser A, Vallow J, Preston A, Cooper RG. Predicting 'normal' grip strength for rheumatoid arthritis patients. *Rheumatology (Oxford)*. 1999; 38(6):521-528.
- ⁹⁷ Horton TC, Sauerland S, Davis TRC. The effect of flexor digitorum profundus quadriga on grip strength. *J. Hand Surg.* 2007; 32E: 2: 130-134.

-
- ⁹⁸ Beaton DE, O'Driscoll SW, Richards RR. Grip strength testing using the BTE work simulator and the Jamar dynamometer: a comparative study. *J. Hand Surg (Am)*. 1995; 20(2):293-298.
- ⁹⁹ Bohannon RW. Test-retest reliability of the MicroFET 4 hand-grip dynamometer. *Physiother. Theory Pract*. 2006; 22(4):219-221.
- ¹⁰⁰ Martin S, Neale G, Elia M. Factors affecting maximum momentary grip strength. *Hum. Nutr. Clin. Nutr*. 1984 ; 39C:137-147.
- ¹⁰¹ Balogun J, Adenlola A. Grip strength normative data for the Harpenden dynamometer. *J. Orthop. Sports Phys. Ther*. 1991; 4:155-160.
- ¹⁰² Clerke AM, Clerke JP, Adams RD. Effects of hand shape on maximal isometric grip strength and its reliability in teenagers. *J. Hand Ther*. 2005; 18(1):19-29.
- ¹⁰³ Firrell J.C, Crain GM. Which setting of the dynamometer provides maximal grip strength?. *J. Hand Surg*. 1996; 21A:397-402.
- ¹⁰⁴ Dvir Z. The measurement of isokinetic finger flexion strength. *Clin. Biomech*. 1997; 12:473-481.
- ¹⁰⁵ Dvir Z. Coefficient of variation in maximal and feigned static and dynamic grip efforts. *Am. J. Phys. Med. Rehabil*. 1999; 78(3): 216-221.
- ¹⁰⁶ Dvir Z. Identification of feigned grip effort using isokinetic dynamometry. *Clin. Biomech (Bristol, Avon)*. 1999; 14 (8): 522-7.
- ¹⁰⁷ Cedaron Medical Inc. Disponible en <http://cedaron.com/cedaron/> (consultado 15-01-07)

-
- ¹⁰⁸ Matheson LN. How do you know that he tried his best?. The reliability crisis in industrial rehabilitation. *Industrial Rehabilitation Quarterly*. 1988; 1: 10-12.
- ¹⁰⁹ Young VL, Pin P, Kraemer BA, Gould RB, Nemergut L. Fluctuation in grip and pinch strength among normal subjects. *J. Hand Surg*. 1989; 14A:125-9.
- ¹¹⁰ Nwuga VC. Grip strength and grip endurance in physical therapy students. *Arch. Phys. Med. Rehabil*. 1975; 56: 296-300.
- ¹¹¹ Nordenskiöld UM, Grimby G. Grip force in patients with rheumatoid arthritis and fibromyalgia and in healthy subjects. A study with the Grippit instrument. *Scand. J. Rheumatol*. 1993; 22: 14-19.
- ¹¹² Chengalur SN, Smith GA, Nelson RC, Sadoff AM. Assessing sincerity of effort in maximal grip strength tests. *Am. J. Phys. Med. Rehabil*. 1990; 69:148-153.
- ¹¹³ Lechner DE, Bradbury SF, Bradley LA. Detecting sincerity of effort: A summary of methods and approaches. *Phys. Ther*. 1998; 78:867-888.
- ¹¹⁴ Lister G. *The hand: diagnosis and indications*. 2nd ed. New York: Churchill Livingstone. 1984;112.
- ¹¹⁵ Brown A, Cramer L, Eckaus D, Schmidt J, Ware L, MacKenzie E. Validity and Reliability of the Dexter Hand Evaluation and Therapy System in Hand-injured patients. *J. Hand Ther*. 2000; 13:37-45.
- ¹¹⁶ American Society of Hand Therapists. Disponible en <http://www.asht.org/downloads/cedaron_release.pdf> (consultado el 15-01-07)

-
- ¹¹⁷ Teraoka T. Studies on the peculiarity of grip strength in relation to body positions and aging. *Kobe J. Med. Sci.* 1979; 25:1-17.
- ¹¹⁸ Su CY, Lin JH, Chien TH, Cheng KF, Sung YT. Grip strength in different positions of elbow and shoulder. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1994; 75:812-815.
- ¹¹⁹ Mathiowetz V, Rennells C, Donahoe L. Effect of elbow position on grip and key pinch strength. *J. Hand Surg.* 1985; 10A: 694-697.
- ¹²⁰ Kuzala EA, Vargo MC. The relationship between elbow position and grip strength. *Am. J. Occup. Ther.* 1992; 46(6):509-512.
- ¹²¹ Balogun JA, Akomolafe CT, Amusa LO. Grip strength: effects of testing posture and elbow position. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1991. 72:280-283.
- ¹²² Fess EE. Clinical assessment recommendations. *Am. Society of Hand Therapists.* 1992; 41-45.
- ¹²³ Kraft GH, Detels PE. Position of function of wrist. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1972; 53:272-275.
- ¹²⁴ Pryce JC. Wrist position between neutral and ulnar deviation that facilitates maximum power grip strength. *J. Biomechanics.* 1980; 13:505-511.
- ¹²⁵ O'Driscoll SW, Horii E, Ness R, Cahalan TD. The relationship between wrist position, grasp size, and grip strength. *J. Hand Surg.* 1992; 17A: 169-77.
- ¹²⁶ Lamoreaux L, Hoffer MM. The effect of wrist deviation on grip and pinch strength. *Clin. Orthop.* 1995; 314:152-155.

-
- ¹²⁷ Richards LG, Olson B, Palmiter-Thomas P. How forearm position affects grip strength. *Am. J. Occup. Ther.* 1996 50(2):133-138.
- ¹²⁸ De Smet L, Tirez B, Stappaerts K. Effect of forearm rotation on grip strength. *Acta Orthop. Belg.* 1998; 64(4):360-362.
- ¹²⁹ Lagerström Ch, Nordgren B. Methods for measuring maximal isometric grip strength during short and sustained contractions, including intra-rater reliability. *Upsala J. Med. Sci.* 1996; 101:273-286.
- ¹³⁰ Montazer MA, Thomas JG. Grip strength as a function of repetitive trials. *Percept. Motor Skills.* 1991; 73 (3 Pt 1):804-806.
- ¹³¹ Montazer MA, Thomas JG. Grip strength as a function of 200 repetitive trials. *Percept. Motor Skills.* 1992; 75:1320-1322.
- ¹³² Mathiowetz V. Effects of three trials on grip and pinch strength measurements. *J. Hand Ther.* 1990; 3:195-198.
- ¹³³ Fess EE. The effects of Jamar dynamometer handle and test protocol. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1982; 69:366-368.
- ¹³⁴ Crosby C.A, Wehbe M.A., Mawr B. Hand Strength: normative values. *J. Hand Surg.* 1994; 19A: 665-670.
- ¹³⁵ Trossman PB, Suleski KB, Li P-W. Test-retest reliability and day-to-day variability of an isometric grip strength test using the work simulator. *Occup. Ther J. Res.* 1990; 10: 266-279.
- ¹³⁶ Kroll W. Reliability variations of a selected measure of human strength. *Res. Q.* 1962; 33: 410.
- ¹³⁷ Dunwoody L, Tittmar HG, McClean WS. Grip strength and intertrial rest. *Percept. Motor Skills.* 1996; 83(1):275-278.

-
- ¹³⁸ Trossman PB, Li P-V. The effect of the duration of intertrial rest periods on isometric grip strength performance in young adults. *Occup. Ther. J. Res.* 1989; 9: 362-378.
- ¹³⁹ Reddon JR, Setfanyk WO, Gill DM, Renney C. Hand dynamometer: effects of trials and sessions. *Percept. Motor Skills.* 1985; 61:1195-1198.
- ¹⁴⁰ Smith L. Strength increments following massed and distributed practice relative to motor learning. *Med. Sci. Sports.* 1974; 6: 154-157.
- ¹⁴¹ Kroll W. Reliability variations of strength in test-retest situations. *Res. Q.* 1963; 34:50.
- ¹⁴² Hood LB, Forward EM. Strength variations in two determinations of maximal isometric contractions. *Phys. Ther.* 1965; 45: 1046.
- ¹⁴³ Mc Garvey SR, Money BF, Askew LJ, An K. Reliability of isometric strength testing: temporal factors and strength variation. *Clin. Orthop.* 1984; 185:301-305.
- ¹⁴⁴ Marion R, Niebuhr B. Effect of warm-up prior to maximal grip contractions. *J. Hand Ther.* 1992; 5:143-146.
- ¹⁴⁵ Schreuders TA, Roebroek ME, Goumans J, van Nieuwenhuijzen JF, Stijnen TH. Measurement error in grip and pinch force measurements in patients with hand injuries. *Phys. Ther.* 2003; 83(9):806-815.
- ¹⁴⁶ Stokes HM, Landrieu KW, Domangue B, Kunen S. Identification of low-effort patients through dynamometry. *J. Hand Surg.* 1995; 20A:1047-1056.

-
- ¹⁴⁷ Janda DH, Geiringer SR, Hankin FM, Barry DT. Objective evaluation of grip strength. *J. Occup. Med.* 1987; 29: 569-571.
- ¹⁴⁸ Tredgett MW, Davis TRC. Rapid repeat testing of grip strength for detection of faked hand weakness. *J. Hand Surg.* 2000; 25B:4:372-375.
- ¹⁴⁹ Tredgett M, Pimble LJ, Davis TRC. The detection of feigned hand weakness using the five position grip strength test. *J. Hand Surg (Br).* 1999; 24B: 4:426-428.
- ¹⁵⁰ Mathiowetz V, Wiemer DM, Federman SM. Grip and pinch strength: norms for 6- to - 19 years olds. *Am. J. Occup. Ther.* 1986; 40: 705-11.
- ¹⁵¹ Kellor M, Frost J, Silberberg N, Iversen , Cummings R. Hand strength and dexterity. *Am. J. Occup. Ther.* 1971; 25:77-83.
- ¹⁵² Harth A, Vetter WR. Grip and pinch strength among slected adult occupational groups. *Occup. Ther. Intern.* 1994; 1:13-28.
- ¹⁵³ Gilbertson L, Barber-Lomax S. Power and pinch grip strength recorded using the hand-held Jamar dynamometer and B+L hydraulic pinch gauge: British normative data for adults. *Br. J. Occup. Ther.* 1994; 57:483-488.
- ¹⁵⁴ Peolsson A, Hedlund R, Öberg B. Intra- and inter-tester reliability and reference values for hand strength. *J. Rehab. Med.* 2001; 33: 36-41.
- ¹⁵⁵ Massy-Westropp N, Health M, Rankin W, Ahern M, Krishnan J, Hearn TC. Measuring grip strength in normal adults: reference ranges

and a comparison of electronic and hydraulic instruments. *J. Hand Surg.* 2004; 29A: 514-519.

¹⁵⁶ Bohannon RW, Peolsson A, Massy-Westropp. Consolidated reference values for grip strength of adults 20 to 49 years: a descriptive meta-analysis. *Isokinet Exerc. Sci.* 2006; 14:221-224.

¹⁵⁷ Bohannon RW, Andrews AW. Standards for judgments of unilateral impairments in muscle strength. *Percept. Mot Skills.* 1999; 89:878-880.

¹⁵⁸ Swanson AB, Matev IB, De Groot G. The strength of the hand. *Bulletin of Prosthetics Research.* 1970; 10:145-153.

¹⁵⁹ Petersen P, Petrick M, Connor H, Conklin H. Grip strength and hand dominance: challenging the 10% rule. *Am. J. Occup. Ther.* 1989; 43:444-447.

¹⁶⁰ Ager CL, Olivett BL, Johnson CL. Grasp and pinch strength. *Am J Occup. Ther.* 1974; 38:107-109.

¹⁶¹ Agnew PJ, Dip OT, Maas F. Hand function related to age and sex. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1982; 63: 269-71.

¹⁶² Anderson WF, Cowan NR. Hand grip pressure in older people. *Brit. J. Prev. Soc. Med.* 1966; 20:141-147.

¹⁶³ Ho RW, Cahng SY, Wang CW, Hwang MH. Grip and key pinch strength:norms for 15-to-22 year-old Chinese students. *Chung Hua I Hsueh Chih (Taipei).* 2000; 63(1):21-27.

¹⁶⁴ Pierson WR, O'Connell ER. Age, height, weight and grip strength. *Research Quarterly.* 1962; 33: 439-443.

-
- ¹⁶⁵ Richards LG. Posture effects on grip strength. Arch. Phys. Med. Rehabil . 1997; 78(10):1154-1156.
- ¹⁶⁶ Luna E, Martin G, Ruiz J. Valores normales y limites de la normlidad de la fuerza de la mano determinados con dinamometria. Nutricion Hospitalaria. 2004; Vol XIX. Supl. 80.
- ¹⁶⁷ Fisher MB, Birren JE. Age and strength. J. Appl. Psychol. 1947; 31:490-497.
- ¹⁶⁸ Kjerland RN. Age and sex differences in performance in motility and strength tests. Proc. Iowa Acad. Sci. 1953; 60:519-523.
- ¹⁶⁹ Fess EE. The effects of Jamar dynamometer handle position and test protocol on normal grip strength. J. Hand Surg. 1982; 7:308-9.
- ¹⁷⁰ Kroemer KHE, Marras WS. Towards an objetive assessment of the "Maximal Voluntary Contraction" component in routine muscle strength measurements. Eur. J. Applied Physiology. 1980; 45: 1-9.
- ¹⁷¹ Kroemer KHE, Marras WS. Evaluation of maximal and submaximal static muscle exertions. Human Factors. 1981; 23: 643-653.
- ¹⁷² Ashford RF, Nagelburg S, Adkins R. Sensitivity of the Jamar Dynamometer in detecting submaximal grip effort. J. Hand Surg (Am). 1996; 21(3):402-405.
- ¹⁷³ Niebuhr B, Marion R. Detecting sincerity of effort when measuring grip strength. Am. J. Phys. Med. 1987; 66:16-24.
- ¹⁷⁴ Patterson HM. Grip measurements as a part of the pre-placement evaluation. Ind. Med. Surg. 1965; 34:555-557.

-
- ¹⁷⁵ Niebuhr B, Marion R. Voluntary control of submaximal grip strength. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 1990; 69(2): 96-101.
- ¹⁷⁶ Niebuhr B, Marion R, Hasson SM. Electromyographic analysis of effort in grip strength assessment. *Electromyogr. and Clin. Neurophysiology.* 1993; 33:149-156.
- ¹⁷⁷ Niebuhr BR. Detecting submaximal grip exertions of variable effort by electromyography. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* 1996; 36(2):113-20.
- ¹⁷⁸ Niemeyer LO, Matheson LN, Carlton RS. Testing consistency of effort: BTE work simulator. *Industrial Rehabilitation Quarterly* 1989; 2: 1-8.
- ¹⁷⁹ Birmingham T, Kramer J, Speechley M, Chesworth BM, MacDermid J. Measurement variability and sincerity of effort: clinical utility of isokinetic coefficient of variation scores. *Ergonomics.* 1998; 41:853-863.
- ¹⁸⁰ Bohannon R.W, Smith M.B. Differentiation of maximal from submaximal static elbow flexor efforts by measurement variability. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 1987; 66:213-218.
- ¹⁸¹ Hamilton Fairfax A, Balnave R, Adams RD. Variability of grip strength during isometric contraction. *Ergonomics.* 1995; 38:1819-1830.
- ¹⁸² Robinson ME, Geisser ME, Hanson CS, O'Connor PD. Detecting submaximal efforts in grip strength testing with the coefficient of variation. *J. Occup. Rehabil.* 1993; 3:45-50.

-
- ¹⁸³ Robinson ME, Dannecker EA. Critical issues in the use of muscle testing for the determination of sincerity of effort. *Clin. J. Pain.* 2004; 20(6):392-398.
- ¹⁸⁴ Simonsen J. Coefficient of variation as a measure of subject effort. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1995; 76:516-520.
- ¹⁸⁵ Aulicino PL. Clinical examination of the hand. En "Rehabilitation of the hand and the upper extremity" de Hunter, Mackin y Callahan. 5th ed. 2002; Mosby Inc. 120-142.
- ¹⁸⁶ Smith GA, Nelson RC, Sadoff AJ, Sadoff AM. Assessing sincerity of effort in maximal grip strength tests. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 1989; 68:73-80.
- ¹⁸⁷ Gilbert JC, Knowlton RG. Simple method to determine sincerity of effort during a maximal isometric test of grip strength. *Am. J. Phys. Med.* 1983; 62:135-144.
- ¹⁸⁸ Czitrom AA, Lister GD. Measurement of grip strength in the diagnosis of wrist pain. *J. Hand Surg (Am).* 1988; 13A:16-19.
- ¹⁸⁹ Joughlin K, Gulati P, Mackinnon SE. An evaluation of rapid exchange and simultaneous grip tests. *J. Hand Surg (Am).* 1993; 18:245-252.
- ¹⁹⁰ Samnani M, Khanna P, Gupta S. The rapid exchange grip strength test and the detection of submaximal grip effort using computerized hand evaluation equipment, Tracker version 4. *Indian J. Occup. Ther.* 2005; 37(2):39-42.
- ¹⁹¹ Bohannon RW. Hand-held dynamometry: factors influencing reliability and validity. *Clin. Rehabil.* 1997; 11(3):263-264.

-
- ¹⁹² Westing SH, Seger J. Eccentric and concentric torque-velocity characteristics, torque output comparisons and gravity effect torque corrections for the quadriceps and hamstring muscle in females. *Int. J. Sport Med.* 1989; 10:175-180.
- ¹⁹³ Highgenboten CL, Jackson AW, Meske NB. Concentric and eccentric torque comparisons for knee extension and flexion in young adult males and females using the Kinetic-Communicator. *Am. J. Sport Med.* 1988; 16(3): 234-237.
- ¹⁹⁴ Miranda Mayordomo M, Galvez Failde JM^a, Valls Cabrero M, Camara Anguita R, Galvez Hernandez Jose M^a. Valoración isocinética en cuádriceps y flexores de rodilla. Análisis de resultados en población sana obtenidos con Kinetic-Communicator. *Rehab. Fis.* 1993; 17:8-16.
- ¹⁹⁵ Figoni FI, Morris AF. Effects of knowledge of results on reciprocal isokinetic strength and fatigue. *J. Orthop. Sports. Phys. Ther.* 1984; 6:104-106.
- ¹⁹⁶ Baltzopoulos V, Williams JG, Brodie DA. Sources of error in isokinetic dynamometry: effects of visual feedback on maximum torque measurements. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 1991; 13:138-141.
- ¹⁹⁷ Nistor L, Markhede G, Grimby G. A technique for measurements of plantar flexion torque with the Cybex II dynamometer. *Scand. J. Rehabil. Med.* 1982; 14:163-166.
- ¹⁹⁸ Markhede G, Grimby G. Measurement of strength of hip joint muscles. *Scand. J. Rehabil. Med.* 1980; 12:169-174.

-
- ¹⁹⁹ Lin PC, Robinson ME, Carlos J, O'Connor P. Detection of submaximal effort in isometric and isokinetic knee extension test. *J Orthop. Sports Phys. Ther.* 1996; 24:19-24.
- ²⁰⁰ Luoto PC, Hupli M, Alaranta H, Hurri H. Isokinetic performance capacity of trunk muscles: part II. Coefficient of variation in isokinetic measurements in maximal effort and submaximal effort. *Scand. J. Rehabil. Med.* 1996; 28:207-210.
- ²⁰¹ Dvir Z. The measurement of dynamic finger flexion strength using isokinetic dynamometry. *Clin. Biomech.* 1997; 12:473-481.
- ²⁰² Perrin DH. Reliability of isokinetic measures. *Athletic Training.* 1986; 10:319-321.
- ²⁰³ Hageman PA, Mason DK, Rydlund KW, Humpal SA. Effects of position and speed on eccentric and concentric isokinetic testing of the shoulder rotators. *J. Orthop. Sports Med. Ther.* 1989; 11:64-69.
- ²⁰⁴ Greenfield BH, Donatelli R, Wooden MJ, Wilkes J. Isokinetic evaluation of shoulder rotational strength between the plane of scapula and the frontal plane. *Am. J. Sports Med.* 1990; 18:124-128.
- ²⁰⁵ Griffin JW. Differences in elbow flexion torque measured concentrically, excentrically and isometrically. *Phys. Ther.* 1987. 67: 1205-1209.
- ²⁰⁶ VanSwearingen JM. Measuring wrist muscle strength. *J. Orthop Sports Phys. Ther.* 1983; 4:217-228.
- ²⁰⁷ Burdett J, Van Swearingen J. Reliability of isokinetic muscle endurance tests. *Orthop. Sports Phys. Ther.* 1987; 8:484-488.

-
- ²⁰⁸ Harding B, Black T, Bruulsema A, Maxwell B, Stratford P. Reliability of a reciprocal test protocol performed on the Kinetic Communicator: an isokinetic test of knee extensor and flexor strength. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 1988; 10:218-223.
- ²⁰⁹ Klopfer DA, Greij SD. Examining quadricpes/hamstrings performance at high velocity in untrained subjects. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 1988; 10:18-22.
- ²¹⁰ Karnofel H, Wilkinson K, Lentell G. Reliability of isokinetic muscle testing at the ankle. *J. Orthop. Sports. Phys. Ther.* 1989; 11:150-154.
- ²¹¹ van Meeteren J, Roebroek ME, Stam HJ. Test-retest reliability in isokinetic muscle strength measurements of the shoulder. *J. Rehabil Med.* 2002; Mar;34(2):91-95.
- ²¹² Plotnikoff NA, MacIntyre DL. Test-retest reliability of glenohumeral internal and external rotator strength. *Clin. J. Sport Med.* 2002; 12(6):367-72.
- ²¹³ Frontera WR, Hughes VA, Dllal GE, Evans WJ. Reliability of isokinetic muscle strength testing in 45- to 78-year-old men and women. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1993; Nov;74(11):1181-1185.
- ²¹⁴ Pincivero DM, Lephart SM, Karunakara RA. Reliability and precision of isokinetic strength and muscular endurance for the quadriceps and hamstrings. *Int. J. Sports Med.* 1997; Feb;18(2):113-117.
- ²¹⁵ Brosky JA Jr, Nitz AJ, Malone TR, Caborn DN, Rayens MK. Intrarater reliability of selected clinical outcome measures following

anterior cruciate ligament reconstruction. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 1999; Jan;29(1):39-48.

²¹⁶ Quittan M, Wiesinger GF, Crevenna R, Nuhr MJ, Sochor A, Pacher R. Isokinetic strength testing in patients with chronic heart failure--a reliability study. *Int. J. Sports Med.* Jan. 2001; 22(1):40-44.

²¹⁷ Keskula DR, Dowling JS, Davis VL, Finley PW, Dell'omo DL. Interrater Reliability of Isokinetic Measures of Knee Flexion and Extension. *J. Athl. Train.* 1995; Jun;30(2):167-170.

²¹⁸ Callaghan MJ, McCarthy CJ, Al-Omar A, Oldham JA. The reproducibility of multi-joint isokinetic and isometric assessments in a healthy and patient population. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon).* 2000; 15(9):678-683.

²¹⁹ Li RC, Wu Y, Maffulli N, Chan KM, Chan JL. Eccentric and concentric isokinetic knee flexion and extension: a reliability study using the Cybex 6000 dynamometer. *Br. J. Sports Med.* 1996; Jun;30(2):156-160.

²²⁰ Arokoski MH, Arokoski JP, Haara M, Kankaanpaa M, Vesterinen M, Niemitukia L. Hip Muscle Strength and Muscle Cross Sectional Area in Men with and without Hip Osteoarthritis. *J. Rheumatol.* 2002. Oct;29(10):2187-95.

²²¹ Chester R, Costa ML, Shepstone L, Donell ST. Reliability of isokinetic dynamometry in assessing plantarflexion torque following Achilles tendon rupture. *Foot Ankle Int.* 2003;Dec;24(12):909-915.

-
- ²²² Holmback AM, Porter MM, Downham D, Lexell J. Reliability of isokinetic ankle dorsiflexor strength measurements in healthy young men and women. *Scand. J. Rehabil. Med.* 1999; Dec;31(4):229-239.
- ²²³ Aydog E, Aydog ST, Cakci A, Doral MN. Reliability of isokinetic ankle inversion and eversion-strength measurement in neutral foot position, using the Biodex dynamometer. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 2004; 12(5):478-481.
- ²²⁴ Eng JJ, Kim CM, Macintyre DL. Reliability of lower extremity strength measures in persons with chronic stroke. *Arch. Phys. Med .Rehabil.* 2002; Mar;83(3):322-328.
- ²²⁵ Benaglia PG, Franchignoni F, Ferriero G, Zebellin G, Sartorio F. Reliability and validity of the analysis of hand grip and pinch force in isometric and isokinetic conditions. *G. Ital. Med. Lav. Ergon.* 1999; 21(1):20-24.
- ²²⁶ Capodaglio P, Maestri R, Bazzini G. Reliability of a hand gripping endurance test. *Ergonomics.* 1997; Apr;40(4):428-434.
- ²²⁷ Dvir Z. Reproducibility, validity and related topics. En Dvir: Isokinetics: muscle testing, interpretation and clinical applications. Singapore: Ghurchill Livingstone. 1996; 41-67.
- ²²⁸ Jones LA. Assessment of hand function: a critical review of techniques. *J. Hand Surg.* 1989; 14A:221-228.
- ²²⁹ Bohannon RW, Schaubert KL. Tests-retest reliability of grip-strength measures obtained over a 12-week interval from community-duelling elders. *J. Hand Ther.* 2005; 18(4):426-427.

-
- ²³⁰ Coldham F, Lewis J, Lee H. The reliability of one vs. three grip trials in symptomatic and asymptomatic subjects. *J. Hand Ther.* 2006; 19(3):318-326.
- ²³¹ Miranda Mayordomo M. Introducción al conocimiento del trabajo muscular isocinetico. *Rehabilitación Física XXI.* 1992; 14: 21-31.
- ²³² Fishbain DA, Cutler R, Rosomoff HL, Rosomoff RS. Chronic pain disability exaggeration/malingering and submaximal effort research. *Clin. J. Pain.* 1999; 15(4):244-274.
- ²³³ Åstrand P-O, Rodahl K. Physiological bases of exercise. En "Textbook of work physiology". 3rd. Ed. McGraw Hill. New York. 1987.
- ²³⁴ Kamimura T, Ikuta Y. Evaluation of grip strength with a sustained maximal isometric contraction for 6 and 10 seconds. *J. Rehabil. Med.* 2001; Sep; 33(5):225-9.
- ²³⁵ Huesa Jimenez F, Carabias Aguilar A. Valoración isocinética de la muñeca y de la mano. En: "Isocinéticos: metodología y utilización". 2000. Ed Fundación Mapfre Medicina. 165-197.
- ²³⁶ Bear-Lehman J, Abreu BC. Evaluating the Hand: issues in reliability and validity. *Phys Ther.* 1989; 69:1025-1033.
- ²³⁷ Josty IC, Tyler MP, Shewell PC, Roberts AH. Grip and pinch strength variations in different types of workers. *J. Hand Surg (Br).* 1997; 22(2):266-269.
- ²³⁸ Armstrong CA, Oldham JA. A comparison of dominant and non-dominant hand strengths. *J. Hand Surg (Br).* 1999; 24(4):421-425.

²³⁹ Perrin DH. Interpretación de una evaluación isocinética.. En "Isocinetica. Ejercicios y evaluacion". 1993. Perrin ed. Ed Bellaterra. 79-94.